



## ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES Y DE TELECOMUNICACIÓN

### Máster en ingeniería biomédica

Comparación de las curvas de reclutamiento de unidades motoras  
extraídas con M-waves monopolares y bipolares

Leire Erro Vicente

Pamplona, Junio 2014

**Supervisor de trabajo fin de máster:**

Javier Rodríguez Falces (UPNA)



# Índice

1	Resumen.....	1
2	Contexto.....	2
3	Objetivos .....	3
4	Fundamentos fisiológicos.....	5
4.1	Sistema nervioso .....	5
4.2	Sistema motor .....	5
4.3	Músculo.....	6
4.3.1	Fibra muscular en músculo estriado .....	6
4.3.2	Vasto lateral y vasto medial .....	7
4.3.3	Inervación de músculos vasto lateral y vasto medial.....	8
4.4	Unidad motora .....	9
4.4.1	Tipos de unidades motoras .....	10
4.5	Fundamento de las señales biomédicas.....	12
4.5.1	Registro muscular superficial .....	12
4.6	Contracción voluntaria y evocada.....	13
4.6.1	Mecanismo de contracción voluntaria.....	13
4.6.2	Mecanismo de control de la señal evocada .....	14
4.7	Modelo de señal electromiográfica (EMG) .....	16
4.7.1	Modelo Señal EMG voluntaria .....	16
4.7.2	Modelo Señal EMG evocada (M-wave).....	17
4.8	Registro de señales.....	17
5	Metodología .....	18
5.1	Material .....	18
5.1.1	Silla modificada .....	18
5.1.2	Unidad de adquisición – Amplificador .....	19
5.1.3	Electrodos de captación .....	20
5.1.4	Estimulador .....	20

5.1.5	Electrodos de estimulación .....	21
5.1.6	Herramientas de análisis .....	21
5.2	Protocolo experimental.....	23
5.2.1	Sujetos .....	23
5.2.2	Configuración de los electrodos para la estimulación .....	24
5.2.3	Preparación de la prueba .....	24
5.2.4	Disposición de los electrodos de registro de la señal EMG.....	24
5.2.5	M-waves monopolares y bipolares .....	25
5.2.6	Obtención curvas de reclutamiento.....	27
6	Análisis de datos.....	29
6.1	Parámetros de estudio .....	29
6.1.1	Velocidad de conducción (MFCV) .....	29
6.1.2	MFCV correlación cruzada de las M-waves proximal y distal. ....	30
6.1.3	Derivada de las M-waves. ....	31
7	Resultados .....	32
7.1	Observaciones generales .....	32
7.2	Clasificación de las M-waves según el solapamiento.....	35
7.2.1	Situación 1: Poco solapamiento .....	35
7.2.1.1	Modo 1: Diferentes intensidades.....	38
7.2.1.2	Modo 2: Superposición de M-waves de la misma condición.....	39
7.2.1.3	Modo 3: Empleo de derivadas .....	40
7.2.2	Situación 2: Mucho solapamiento.....	41
7.2.2.1	Modo 1: Diferentes intensidades.....	42
7.2.2.2	Modo 2: Superposición de M-waves de la misma condición.....	43
7.2.2.3	Modo 3: Empleo de derivadas .....	43
7.3	Cálculo de MFCV mediante la latencia y la correlación .....	45
8	Discusión .....	46
9	Conclusiones y líneas futuras .....	48
9.1	Conclusiones.....	48
9.2	Líneas futuras .....	48
	REFERENCIAS.....	50



LISTA DE ABREVIACIONES ..... 51

LISTA DE FIGURAS Y TABLAS..... 52

    Lista de figuras ..... 52

    Lista de tablas..... 53



# 1 Resumen

El electromiograma (EMG) consiste en el registro del potencial eléctrico que se genera en los músculos cuando éstos se contraen. Estos potenciales pueden ser registrados mediante electrodos intramusculares (iEMG) o de superficie (sEMG) y miden la actividad eléctrica procedente de la activación de las unidades motoras del músculo. La señal EMG puede ser generada bien voluntariamente o bien externamente como resultado de la estimulación eléctrica. Los dos tipos de configuraciones más usadas para registrar la señal EMG son: (1) la bipolar (diferencia entre las EMG recogidas por dos electrodos colocados próximamente) y (2) la monopolar (EMG recogida por un electrodo). En este proyecto nos centraremos en el potencial compuesto del músculo (M-wave), es decir, el potencial recogido superficialmente (sEMG) en respuesta a un estímulo eléctrico bajo las configuraciones monopolar y bipolar.

Las unidades motoras de un músculo se pueden activar aplicando estimulación eléctrica transcutánea de un nervio. Puesto que la intensidad del estímulo necesaria para activar cada unidad motora es diferente, si esta intensidad se eleva gradualmente desde el valor mínimo hasta el máximo, todas las unidades motoras del músculo se activarán progresivamente. La representación de la amplitud del M-wave resultante frente a la intensidad del estímulo se conoce como curva de reclutamiento y es de gran utilidad en los ámbitos de la medicina deportiva y neurofisiología clínica. El objetivo del presente proyecto es el estudio y caracterización de curvas de reclutamiento de unidades motoras a partir de M-waves monopolares y bipolares.

En este proyecto, se registraron las M-waves de 20 sujetos masculinos de dos músculos del cuádriceps femoral (vasto lateral y vasto medial). A los sujetos se les aplicaron pulsos eléctricos de intensidad creciente desde los 10 mA hasta la intensidad que produce el reclutamiento completo de todas las unidades motoras. Posteriormente se obtuvieron las curvas de reclutamiento en las configuraciones monopolar y bipolar. Además, se estimó la velocidad de conducción de las fibras musculares (MFCV).

Los resultados más importantes fueron: (1) En muchos sujetos se observó que las curvas de reclutamiento monopolar y bipolar diferían considerablemente para niveles de estimulación altos. En concreto, la M-wave monopolar seguía creciendo progresivamente al aumentar el estímulo mientras que la amplitud de la M-wave bipolar se mantenía constante; (2) Generalmente, la amplitud de una de las curvas monopolares es mayor que la bipolar; (3) En todos los sujetos la MFCV aumentaba al aumentar la intensidad del estímulo.

El presente proyecto pone en evidencia el error sistemático que cometen los investigadores por el hecho de centrarse únicamente en las curvas de reclutamiento bipolares, ya que estas curvas no detectan el reclutamiento adicional de unidades motoras a niveles de estimulación altos. Se ha demostrado que las curvas de reclutamiento monopolares proporcionan información más veraz del reclutamiento de unidades motoras. Estos resultados son de gran interés para la interpretación de la activación muscular y aportan un mayor conocimiento acerca de la generación de potenciales eléctricos sobre la superficie del músculo.

## 2 Contexto

El presente proyecto se engloba dentro del grupo de investigación de señal eléctrica de la Universidad Pública de Navarra. Una de las líneas de investigación de este grupo es la caracterización del sistema neuromuscular mediante métodos de estimulación eléctrica y contracción voluntaria. El presente proyecto constituye un estudio experimental del grupo sobre humanos al que preceden los proyectos de Gonzalo Rocamador (Estudio de la fatiga en señales electromiográficas) y Óscar Toril (estudio del espectro de la señal electromiográfica durante contracciones isométricas de intensidad creciente).

Este trabajo fin de máster se encuadra dentro del máster de Ingeniería Biomédica de la Universidad Pública de Navarra y aplica los conocimientos adquiridos en las asignaturas de “Bioelectricidad” y “Procesado de señales biomédicas”.

Con este proyecto se pretende realizar un análisis de señales electromiográficas, para ello se realizarán experimentos sobre una muestra de 20 sujetos con la instrumentación biomédica disponible en el centro.

### **3 Objetivos**

1. Estudio y caracterización de curvas de reclutamiento de unidades motoras a partir de señales electromiográficas monopolares y bipolares.
2. Identificación de las ventajas y limitaciones en la extracción de la curvas de reclutamiento de unidades motoras a partir de señales electromiográficas bipolares.



## 4 Fundamentos fisiológicos

### 4.1 Sistema nervioso

El sistema nervioso, uno de los más complejos e importantes de nuestro organismo, es un conjunto de órganos y una red de tejidos nerviosos cuya unidad básica son las neuronas. Las neuronas se disponen dentro de una armazón con células no nerviosas, las que en conjunto se llaman neuroglia. El sistema nervioso tiene tres funciones básicas: la sensitiva, la integradora y la motora.

Las neuronas son células especializadas, cuya función es coordinar las acciones de los animales por medio de señales químicas y eléctricas enviadas de un extremo al otro del organismo. El sistema nervioso se puede estudiar de diferentes puntos de vista, por ejemplo, puede ser dividido en sistema nervioso central (SNC, cerebro + médula) y sistema nervioso periférico (SNP, nervios) como podemos observar en la figura 1.

Según su función, el sistema nervioso se puede dividir en autónomo (simpático y parasimpático) y somático. En el sistema nervioso autónomo los órganos funcionan de un modo involuntario mientras que en el somático los músculos funcionan de un modo voluntario.

Otra manera de estudiarlo y desde un punto de vista más incluyente, abarcando la mayoría de animales, es siguiendo la estructura funcional de los reflejos estableciéndose la división entre sistema nervioso sensitivo o aferente, encargado de incorporar la información desde los receptores, y en sistema motor o eferente, que lleva la información de salida hacia los efectores.

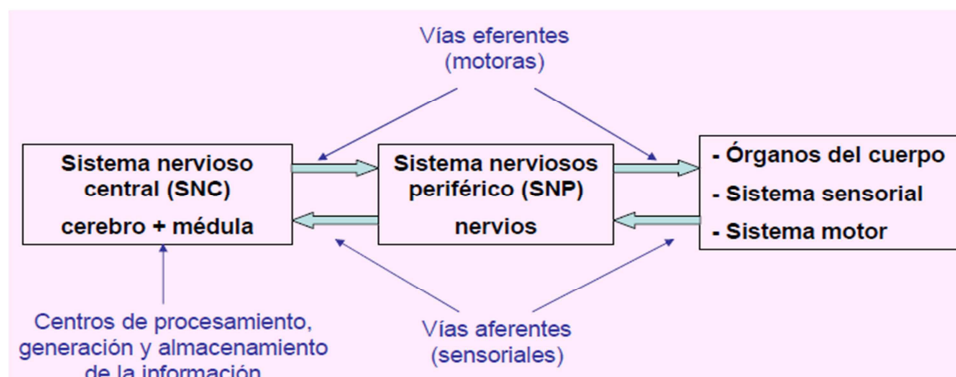


Fig. 1. Sistema nervioso.

### 4.2 Sistema motor

El sistema motor del cuerpo humano es el encargado de generar el movimiento de las diferentes partes del cuerpo, traduciendo señales nerviosas en fuerza contráctil en los músculos. El sistema motor humano planifica, coordina y ejecuta todos los movimientos.

Cualquier movimiento requiere para su realización de la interacción de distintas estructuras del sistema nervioso motor. La organización de estas estructuras es jerárquica de forma que las órdenes parten de un nivel superior y llegan a niveles inferiores. El sistema motor engloba al sistema muscular que da movilidad y estabilidad al esqueleto y a la parte del sistema nervioso central encargada de inervar dichos músculos.

### 4.3 Músculo

El músculo es un tejido del cuerpo humano de naturaleza contráctil, es decir, caracterizado por su capacidad para contraerse y expandirse, por lo general en respuesta a un estímulo generado por el sistema nervioso.

Existen tres tipos de tejido muscular: liso, cardíaco y esquelético. El único tipo de músculo bajo control voluntario es el músculo formado por tejido estriado esquelético, que es el encargado del movimiento de los esqueletos axial y apendicular, y del mantenimiento de la postura o posición corporal.

El músculo esquelético está compuesto por fibras largas rodeadas de una membrana celular, el sarcolema. Los músculos esqueléticos se llaman músculos voluntarios, se hallan en parte bajo control consciente y por ello están inervados a partir del sistema nervioso central. La mayor parte de los músculos esqueléticos están unidos a zonas del esqueleto mediante inserciones de tejido conjuntivo llamadas tendones. Las contracciones del músculo esquelético permiten los movimientos de los distintos huesos y cartílagos del esqueleto. Los músculos esqueléticos forman la mayor parte de la masa corporal de los vertebrados. En la figura 2 se muestra la estructura del músculo esquelético o estriado.

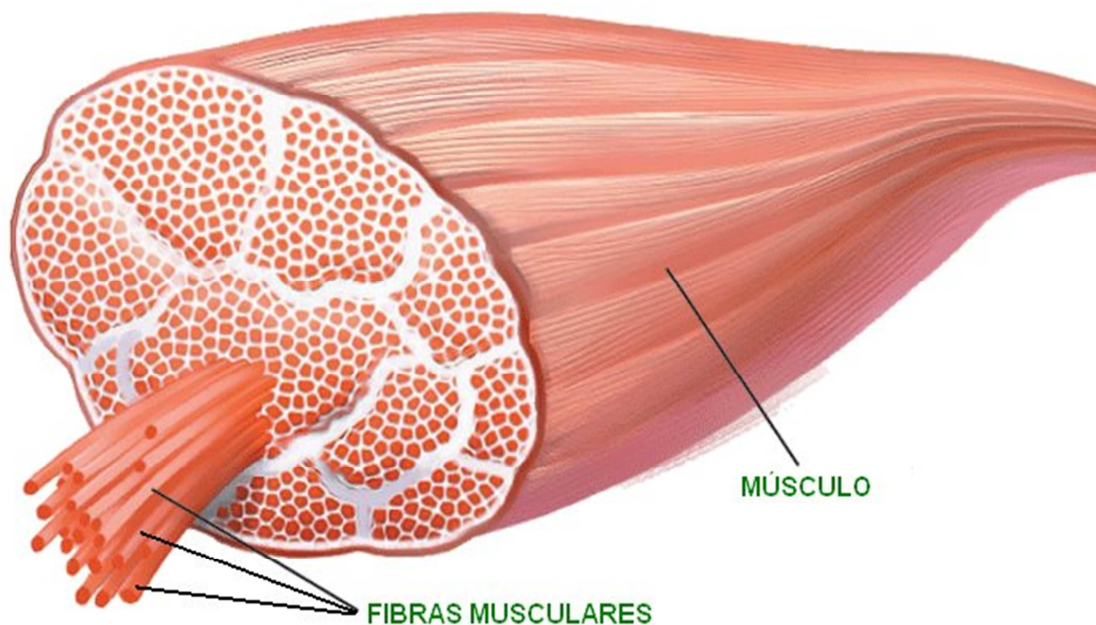


Fig. 2. Músculo esquelético.

#### 4.3.1 Fibra muscular en músculo estriado

La fibra muscular es la unidad funcional y estructural del músculo. Tiene una estructura filiforme muy pequeña formada por proteínas complejas. Cada célula muscular o fibra contiene varias miofibrillas, compuestas de miofilamentos de dos tipos, gruesos y delgados, que adoptan una disposición regular. Cada miofilamento grueso contiene varios cientos de moléculas de la proteína miosina. Los filamentos delgados contienen dos cadenas de la proteína actina. Las miofibrillas están formadas de hileras que alternan miofilamentos gruesos y delgados con sus extremos traslapados. Durante las contracciones musculares, estas hileras de filamentos interdigitadas se deslizan una sobre otra por medio de puentes cruzados que



actúan como ruedas. La energía que requiere este movimiento procede de mitocondrias densas que rodean las miofibrillas. En la figura 3 se muestra un esquema de la composición de las fibras que componen un músculo estriado.

### ORGANIZACIÓN DE LA FIBRA MUSCULAR

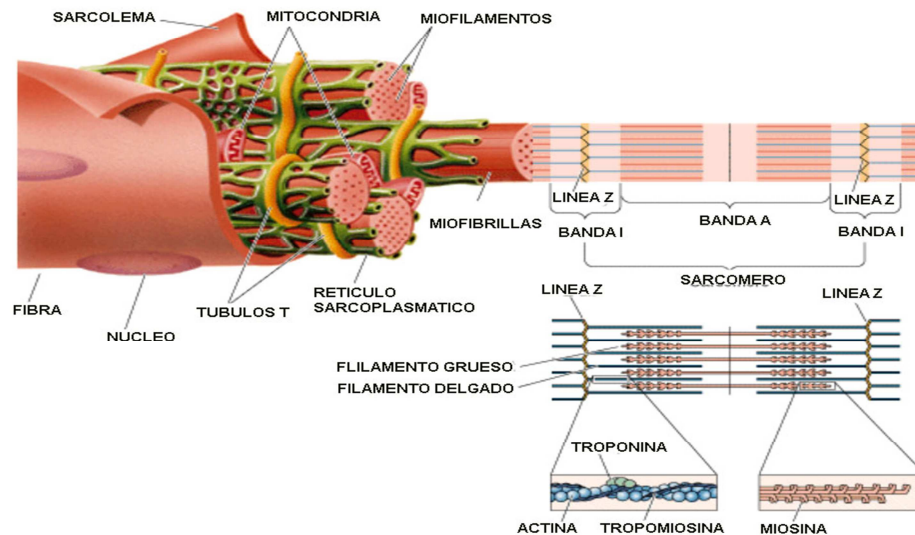


Fig. 3. Estructura de la fibra muscular.

#### 4.3.2 Vasto lateral y vasto medial

El estudio reflejado en este proyecto se basa en los músculos, vasto lateral y medial (VL y VM), 2 de los músculos que forman el cuádriceps femoral. En la figura 4 se muestra la posición y forma de dichos músculos. Ambos músculos son músculos esqueléticos. El cuádriceps femoral es el músculo más potente del cuerpo humano, se encuentra en la cara anterior del fémur.

El músculo cuádriceps femoral recibe su nombre debido a que está formado por cuatro porciones bien diferenciadas: El músculo recto femoral, el músculo vasto medial, el músculo vasto lateral y el músculo vasto Intermedio. Estas cuatro porciones de músculo convergen formando un tendón muy grueso llamado tendón del cuádriceps. Este tendón se inserta en la base y lados de la rótula, después constituirá el ligamento.



Fig. 4. Vasto medial y lateral (ZygoteBody™).

El vasto lateral supone la porción más grande del músculo cuádriceps femoral, en la parte superficial del músculo. Nace en una amplia aponeurosis a los bordes anterior e inferior del trocante. La aponeurosis (una variedad de tendón en forma de lámina aplanada) dura casi tres

cuartas partes de la extensión del músculo y de ella nacen una gran parte de las fibras del músculo. En la parte distal del vasto lateral (la más cercana a la rodilla) la aponeurosis se contrae y las fibras terminan en un tendón que acaba al borde de la rótula fusionándose con los tendones del resto del cuádriceps.

El vasto medial nace de la mitad inferior del trocante mayor del fémur, así como del labio interno de la línea áspera, la parte superior de la línea supracondilar interna, los tendones del aductor largo y del aductor mayor y del tabique intermuscular interno.

La contracción de vasto lateral y medial estabilizan la articulación de la rodilla y extienden la pierna, de una posición flexionada a una extendida, este movimiento es contrapuesto a la acción realizada por las otras dos porciones del cuádriceps.

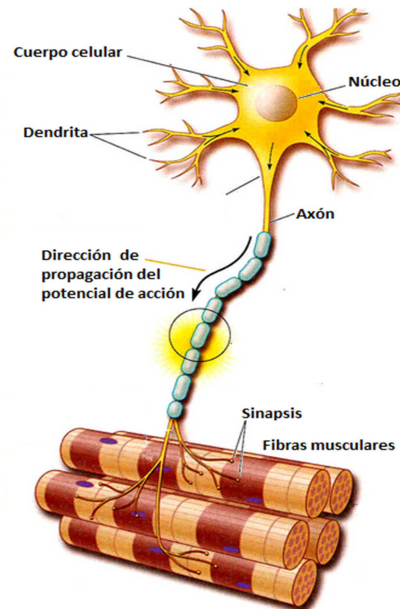
Las razones para elegir estos músculos como músculos de estudio son abundantes. La principal de ellas es que es un músculo fusiforme, es decir las fibras musculares que recorren dichos músculos son paralelas, esto permite estudiar de forma sencilla parámetros como la velocidad de conducción, otra razón es que son músculos largos lo cual facilita la colocación de los electrodos de superficie.

#### **4.3.3 *Inervación de músculos vasto lateral y vasto medial***

En el caso de los músculos de interés (VL y VM) la inervación en las fibras se produce desde el nervio femoral (zona inguinal), el cual lleva la fibra de los nervios L2-L4 (véase la figura 6), estos forman parte a su vez del plexo lumbar. Si ampliásemos la zona del plexo lumbar se podría ver como del L2 y L4 sale entre otros el nervio femoral, es el más grande de los nervios del plexo lumbar, este pasa por el ligamento inguinal y posteriormente se ramifica.

#### 4.4 Unidad motora

Una unidad motora (UM) está compuesta por una neurona motora y el conjunto de fibras musculares que inerva dicha neurona a través del axón (Fig. 5). La señal se genera en la corteza cerebral motora, llega a neuronas motoras situadas en el tronco encefálico y por último llega a la médula espinal donde se encuentran las neuronas motoras que forman la unidad motora.



*Fig. 5. Esquema de una unidad motora.*

La neurona motora se encuentra en situada en la médula espinal. A su vez la medula espinal se encuentra dentro de la corteza espinal, protegida por las vértebras (Fig. 6). Desde cada vértebra salen los nervios raquídeos o nervio espinal que distribuyen de axones tanto motores como sensoriales al resto del cuerpo humano (Fig. 6).

Los axones son prolongaciones de las neuronas, especializados en la conducción del impulso nervioso. Los axones motores transmiten el impulso a un conjunto de fibras musculares.

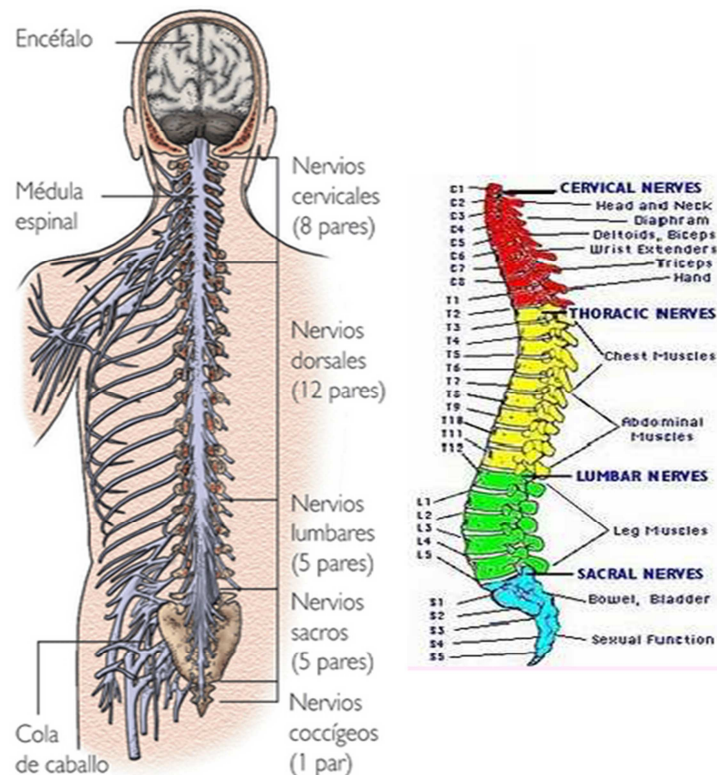


Fig. 6. Sistema nervioso central.

#### 4.4.1 Tipos de unidades motoras

Las unidades motoras poseen un amplio rango de propiedades y son clasificadas generalmente en grupos basados sus propiedades comunes. La clasificación se hace en 4 grupos distintos según el factor común. La división se hace por factores fisiológicos, bioquímicos, inmunohistoquímicos y por su proporción génica de miosinas.

La única división cuyo análisis es interesante para la comprensión del proyecto, es la componente bioquímica que distingue dos tipos de UMs denominados tipo I y tipo II (Fig. 7).

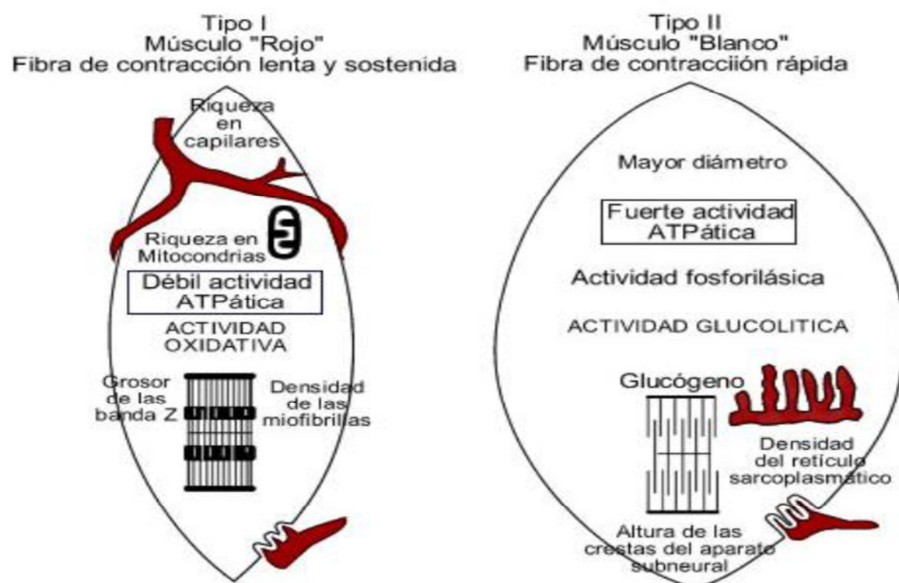


Fig. 7. Fibras de UMs de tipo I y tipo II.

Las de **tipo I** se caracterizan por seguir un proceso oxidativo lento, las fibras de este tipo de UM son fibras de contracción lenta, la energía se obtiene fundamentalmente por vía aeróbica, debido a la abundancia de mitocondrias y la capacidad de almacenamiento de oxígeno que le confiere la mioglobina. La lentitud de la contracción es causada por el reducido número de elementos contráctiles (miofibrillas) en relación con la masa de elementos pasivos o elásticos, cuya resistencia debe ser vencida antes de que se produzca la contracción. Son, por el contrario, fibras que no se fatigan fácilmente, pues por un lado obtienen gran cantidad de energía por unidad de materia consumida y poseen abundante reserva energética y por otro, en el proceso de combustión, la cantidad de productos residuales producidos es baja.

Las UMs de **tipos II** se dividen a su vez en tres subtipos (IIa, IIb y IIi), todas ellas se caracterizan por seguir un proceso oxidativo (predominante en tipo IIa) y de glucólisis (predominante en tipo IIb) rápido. Las fibras que las componen se caracterizan por la abundancia de miofibrillas que ocupan la casi totalidad del sarcoplasma, el sarcoplasma es muy escaso y también su contenido en mioglobina y en mitocondrias. Presenta un almacenamiento de carbohidratos en forma de glucógeno. Poseen una concentración muy alta de elementos contráctiles en relación con los pasivos, esto las convierte en fibras de contracción rápida.

## 4.5 Fundamento de las señales biomédicas

Existen múltiples tipos de señales biomédicas: Señales bioacústicas, biomagnéticas, bioeléctricas, bioópticas, biomecánicas o de bioimpedancia. El estudio de este proyecto se centra en las señales bioeléctricas. La fuente de estas señales son las variaciones del potencial existente en la membrana celular. Las señales bioeléctricas se clasifican según su naturaleza y características, algunas de las más conocidas son el electrocardiograma ECG, el electroencefalograma EEG o el electromiograma EMG. En este proyecto el estudio se centra únicamente en técnicas EMG.

### 4.5.1 *Registro muscular superficial*

**Los electrodos de superficie son el método más común de medida.** Debido a que no son invasivos los experimentos pueden ser llevados a cabo por otras personas a parte de médicos, sin riesgo hacia el sujeto.

La elección y colocación óptima del electrodo se deja para un apartado siguiente (véase 5.2.4.), en este apartado se introduce brevemente a la captación de señales EMG mediante electrodos de superficie. La transferencia de corriente eléctrica en tejido vivo es efectuada mediante el movimiento de iones a través del electrolito. Los electrodos de superficie son usados para medir la diferencia de potencial causada por esta migración de iones.

Normalmente los electrodos de metal están en contacto directo con un electrolito en la forma de pasta o gel. Cuando el metal se pone en contacto con el electrolito, los iones de dicho metal tienen la tendencia de entrar en la solución, dejando uno o más electrones. Los iones de esta solución se combinan en la superficie metálica, como resultado de estas reacciones se crea una agrupación específica de carga eléctrica.

Los electrodos de superficie en contacto con la piel presentan una señal sEMG. Los electrodos miden la diferencia entre dos puntos situados en la dirección de propagación del potencial de acción. Durante el registro de las distintas señales sEMG, **los electrodos de superficie** recogen la información de múltiples unidades motoras, ofreciendo **menos resolución que los electrodos de aguja**. Las componentes espectrales obtenidas están fuertemente relacionadas con la distancia de entre las fibras musculares activas y el punto de detección del electrodo.

**La piel juega un papel muy importante en el registro de señales**, mientras que el nivel absoluto de impedancia de la piel no es un factor crítico, **la estabilidad de la impedancia** en el tiempo y la variabilidad de esta entre los distintos electrodos tiene efectos considerables en los niveles de ruidos de la señal EMG obtenida. Por ello **conviene preparar la piel** para minimizar sus posibles efectos negativos sobre los resultados, dos tratamientos indispensables son: afeitar el vello de la zona de estudio y limpiar e incluso exfoliar la piel de células muertas.

## 4.6 Contracción voluntaria y evocada

La principal diferencia entre una contracción voluntaria y evocada es la forma de producirse. La **contracción voluntaria** se origina como un **estímulo voluntario que parte del cerebro** y se materializa en una contracción muscular (Fig. 8), por el contrario la **estimulación evocada se genera con un estímulo eléctrico externo** que lleva a una contracción involuntaria y dependiente del estímulo que la genera (Fig. 9).

Según como se realice la contracción se suelen clasificar las contracciones en dinámicas o isométricas. Se define contracción dinámica a la acción de compactación y endurecimiento de las fibras musculares, con una variación de la longitud de las mismas, para producir una fuerza dinámica y realizar trabajo mecánico. Normalmente en contracciones dinámicas hay movimiento de las articulaciones. Por el contrario se define **contracción isométrica** como la acción de compactación y endurecimiento de las fibras musculares, sin variar la distancia entre los puntos de origen e inserción del músculo que la efectúa, manteniendo su longitud para producir una fuerza estática.

En el presente estudio se han realizado contracciones isométricas. La cantidad de fuerza que un músculo es capaz de producir durante una contracción isométrica depende del tamaño del músculo en el punto de la contracción, en el caso del músculo cuádriceps femoral, este punto de máxima fuerza se consigue con la rodilla en una posición de 90°.

### 4.6.1 Mecanismo de contracción voluntaria

Una contracción voluntaria sigue los siguientes pasos (en correspondencia con la numeración de la figura 8):

1. La orden de movimiento surge como asociaciones cerebrales complejas en el área motora primaria.
2. Los impulsos dirigidos a músculos o grupos de músculos son dirigidos al encéfalo y este manda potenciales de acción que viajan por la médula espinal.
3. El potencial de acción originado en el sistema nervioso central llega a una motoneurona alfa, que a su vez la propaga a su propio axón.
4. Una rama terminal de una motoneurona enerva una fibra muscular en un punto intermedio, cada disparo de la motoneurona genera una despolarización que se propaga en las direcciones opuestas hasta el final de la fibra muscular.
5. Los filamentos de actina se deslizan hacia adentro entre los filamentos de miosina debido a fuerzas de atracción resultantes de fuerzas mecánicas, químicas y electrostáticas complejas generadas por la interacción de los puentes cruzados de los filamentos de actina.

Un músculo esquelético consta de varias unidades motoras, las cuales a su vez constan de numerosas fibras enervadas por el axón terminal de una sola motoneurona  $\alpha$ . La **contracción voluntaria** y controlada de estos músculos **se ejecuta modulando el número de UMs reclutadas y la velocidad de disparo de las motoneuronas**. Estos dos factores son determinados por la actividad sináptica celular de la motoneurona, esta actividad depende a su vez de la actividad de células de jerarquías más altas.

En la figura 8 se muestra el mecanismo de contracción voluntario desde el cerebro.

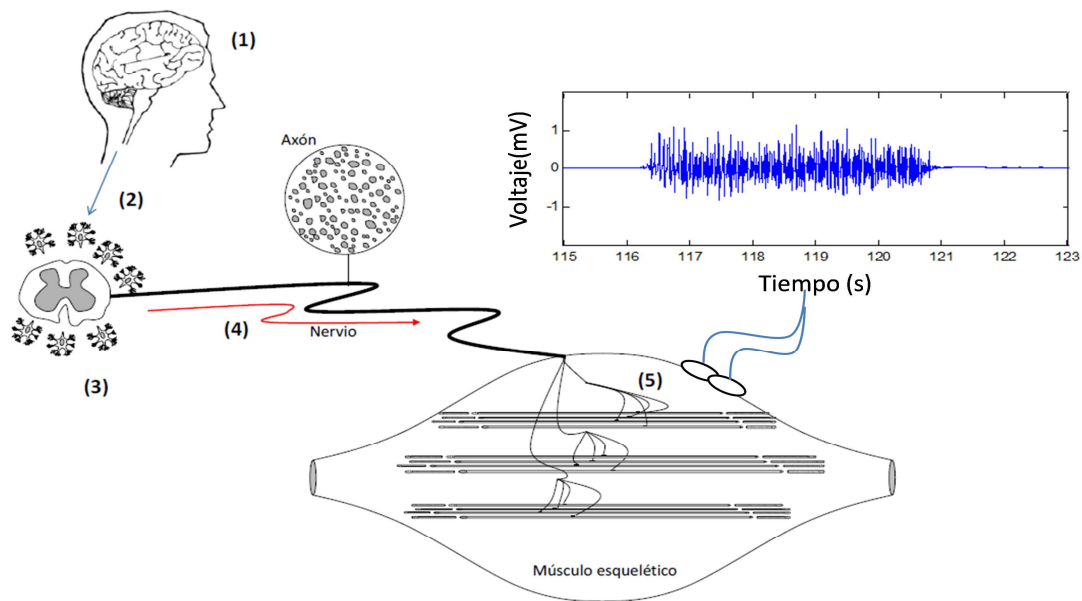


Fig. 8. Esquema de una contracción voluntaria, en el sistema nervioso.

#### 4.6.2 Mecanismo de control de la señal evocada

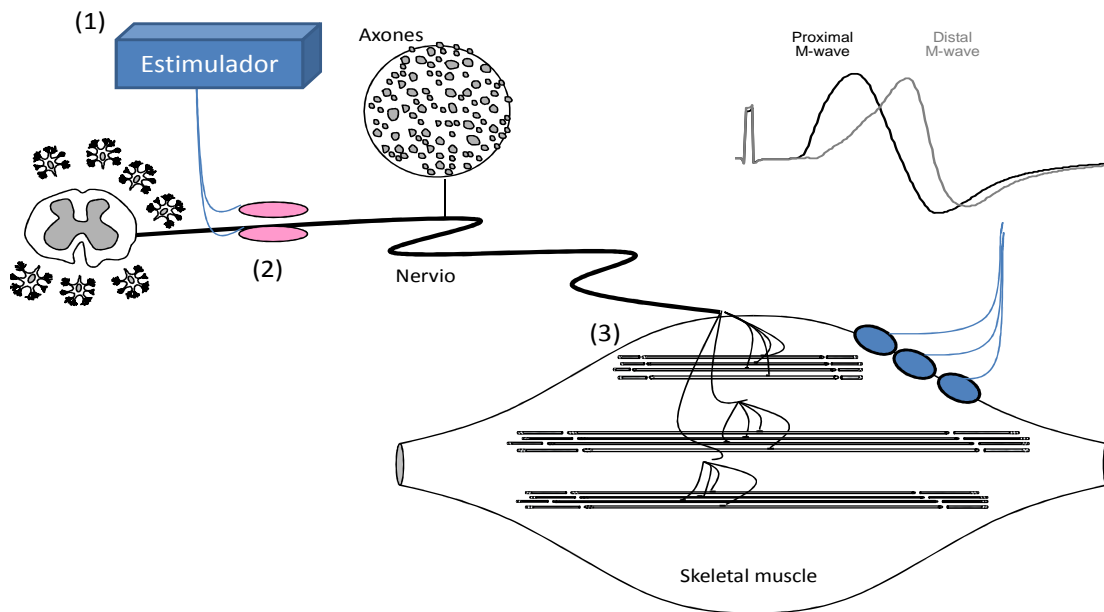
La principal diferencia al inducir una contracción mediante un estímulo eléctrico transcutáneo es el control que se ejerce sobre la señal de disparo de la motoneurona. Al mandar un pulso rectangular de corta duración y suficiente amplitud de corriente se consigue activar de forma sincrónica todas las fibras de las distintas UMs inervadas. Ese sincronismo juega un papel muy relevante en este estudio, ya que la señal que evoca es un muy buen indicador de la respuesta del músculo y presenta cambios en sus características frecuenciales y morfológicas al activar el músculo a diferentes porcentajes de fuerza.

Los pasos a realizar para generar una contracción evocada por estímulo eléctrico nervioso se detallan en la figura 9 y son los siguientes:

1. Un estímulo eléctrico en forma de señal bipolar de breve duración (1mseg) y amplitud de corriente constante (de 0 a 400mA), que se origina en un estimulador eléctrico biomédico. El estimulador lo transmite por un cable apantallado hasta un ánodo y un cátodo que se colocarán sobre el músculo a estimular.
2. El estímulo eléctrico genera una diferencia de potencial en el nervio a estimular y afecta a todas las unidades motoras cuyos axones se encuentren en dicho nervio.
3. Los axones inervan sus fibras conectadas, empezando desde el centro de la fibra, desde donde se propaga en las direcciones opuestas hasta el final de la fibra muscular.
4. Los filamentos de actina se deslizan hacia adentro entre los filamentos de miosina debido a fuerzas de atracción resultantes de fuerzas mecánicas, químicas y electrostáticas complejas generadas por la interacción de los puentes cruzados de los filamentos de actina.



La contracción evocada se basa en el mismo mecanismo contráctil de las fibras musculares que una contracción voluntaria. La única diferencia es que el estímulo eléctrico es externo y por tanto configurable. En la figura 9 se muestra el mecanismo de contracción evocada y su onda resultante.



*Fig. 9. Contracción evocada.*

## 4.7 Modelo de señal electromiográfica (EMG)

El **electromiograma EMG** es el registro de la actividad eléctrica asociada a los músculos esqueléticos. Proporciona información sobre el estado fisiológico de los músculos y de los nervios que los activan. El EMG permite la localización de lesiones, que pueden estar en el encéfalo, la médula espinal, el axón, la unión neuromuscular o las propias fibras musculares.

Cuando el electromiograma se obtiene a través de electrodos de superficie (véase 5.1.3) se le denomina **sEMG (EMG de superficie)**. La señal **sEMG** representa el **sumatorio de los potenciales de acción de todas las fibras musculares que pasan a través de la zona de registro de un electrodo de superficie**.

La actividad registrada en un EMG puede venir de células activadas voluntariamente o de forma eléctrica. A las señales evocadas a través de estímulos eléctricos se les denomina M-wave, al resto llamaremos señales sEMG o EMG a lo largo de este proyecto.

### 4.7.1 Modelo Señal EMG voluntaria

Todas las contracciones ocurridas en los músculos voluntarios (salvo los reflejos musculares), son el resultado de un esfuerzo consciente originado en el cerebro. El cerebro manda señales a través del sistema nervioso hasta las motoneuronas y estas inervan las fibras musculares. La velocidad a la que viajan estas señales se denomina **velocidad de conducción de la fibra (MFCV)**.

La naturaleza de este mecanismo de inervación genera trenes de pulsos con distintas frecuencias de disparo para cada motoneurona. Además los potenciales de acción de las fibras musculares pertenecientes a la misma UM no están sincronizados ni en el espacio, ni en el tiempo. Este asincronismo produce que la suma total de los potenciales reclutados por una UM difiera de la señal despolarizada generado por un disparo de la motoneurona.

**La señal obtenida por una contracción voluntaria es la suma de potenciales de acción asíncronos**, la señal resultante obtenida es una señal estocástica, con una función de densidad de probabilidad aproximadamente Gaussiana.

En la figura 10 se muestra un modelo de la generación de señales EMG voluntarias.

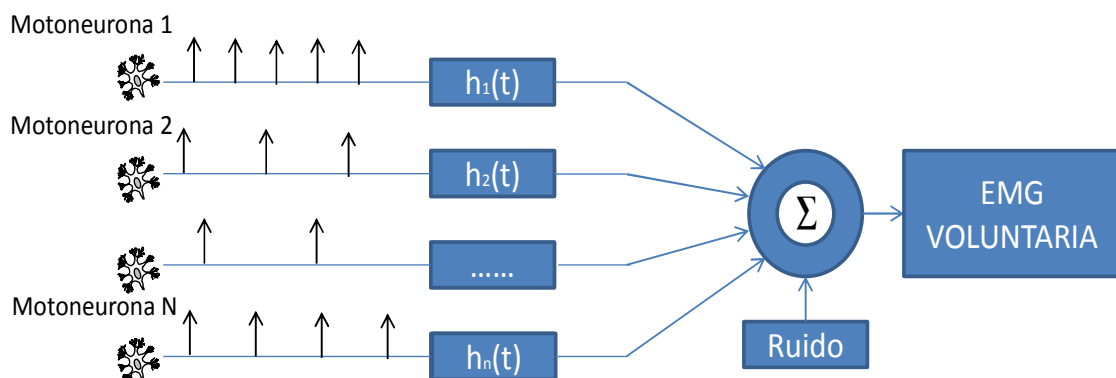


Fig. 10. Modelo de generación de señales mioeléctricas voluntarias. Diferentes motoneuronas activadas a diferentes frecuencias.

#### 4.7.2 Modelo Señal EMG evocada (M-wave)

La señal M-wave o señal compuesta del músculo, es la señal mioeléctrica recogida superficialmente (sEMG) que surge en respuesta a un estímulo eléctrico. El análisis de esta señal permite extraer conclusiones sobre las propiedades periféricas del sistema neuromuscular. Las propiedades de la señal M-wave dependen de numerosos factores como el número de unidades motoras activas, la dispersión en la zona de inervación, la distribución de la velocidad de conducción en las UMs, la localización de las UMs dentro del músculo, la orientación de los electrodos en la detección o la propia forma del potencial de acción intracelular. Hay que tener en cuenta todas estas influencias a la hora de analizar las M-waves.

Existen diferentes técnicas de estimulación eléctrica para generar M-waves, para este proyecto particularizaremos nuestra atención en la estimulación del nervio periférico. Para este caso la estimulación eléctrica se realizara con electrodos de superficie emitiendo un pulso monopolar, existen otros métodos de estimulación que no se tratarán en este estudio.

Los estímulos eléctricos se realizan con valores supramaximales, lo que consigue el reclutamiento de todas las UMs. El estímulo eléctrico ya sea en el músculo o en un nervio periférico genera en la ramificación de la motoneurona o en los axones respectivamente, un potencial de acción en las fibras sincrónico. La suma de estos potenciales registrados en un punto concreto es conocida como M-wave.

En la figura 11 se muestra el modelo de generación y detección de una señal M-wave. En ella se ve como el tren de impulsos nerviosos generados por la motoneurona está sincronizado debido al disparo generado por el estimulador eléctrico. La suma sincrónica de estos potenciales genera una señal muy diferente a la señal voluntaria.

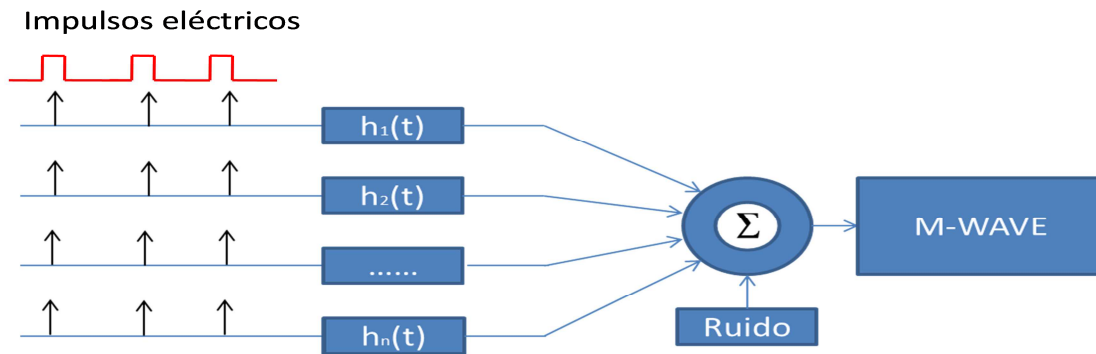


Fig. 11. Modelo de generación de señales evocadas.

#### 4.8 Registro de señales

Las principales señales de estudio en este proyecto serán la señal electromiográfica evocada (M-waves). Se analizará esta señal para realizar la clasificación de escenarios, para obtener la curva de reclutamiento y para el cálculo de la MFCV.

## 5 Metodología

### 5.1 Material

A continuación se describirán los materiales y elementos que han sido necesarios para la realización del proyecto.

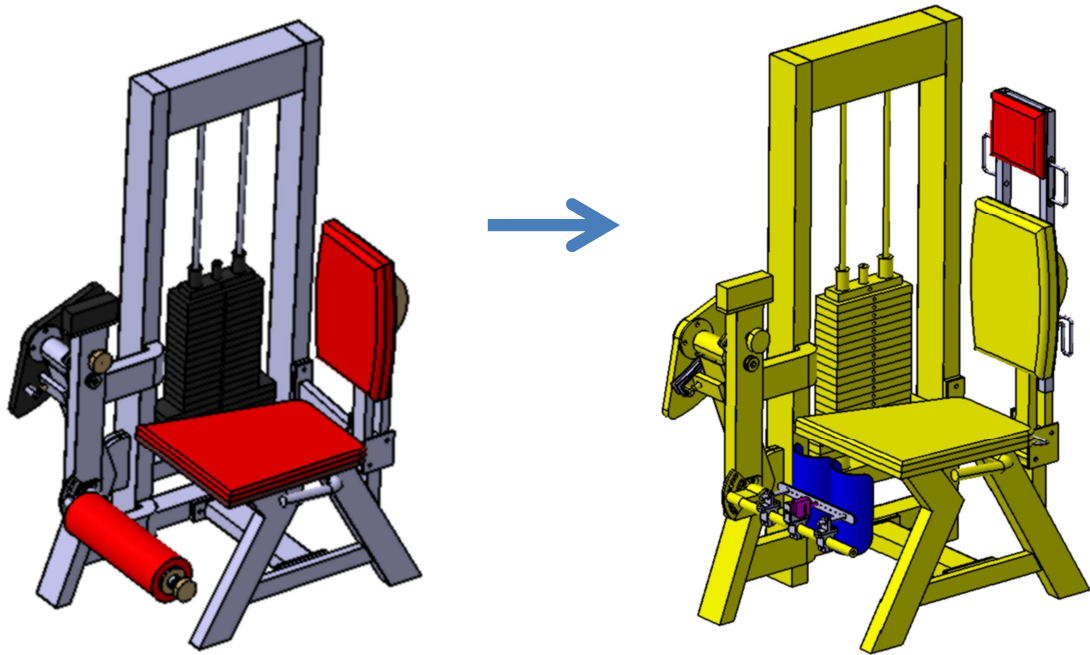
#### 5.1.1 *Silla modificada*

El grupo de investigación biomédica formado dentro del departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la UPNA adquirió en Septiembre de 2012 una silla comercial de extensión de cuádriceps. Con la colaboración de dos proyectantes (Jordi Sayols y Pablo Ayechu) se realizó una serie de modificaciones para adecuar la silla para la experimentación biomédica en el registro de señales musculares. El nombre comercial de la silla comprada es “LOLEG Extension”, sus principales características, contando con las modificaciones sufridas, que la hacen adecuada para este tipo de experimentos son:

- Ángulo de entrenamiento ajustable a la constitución física de cada usuario.
- Estructura reforzada, para mayor seguridad y protección.
- Garantiza movimientos libres, estables y naturales.
- Las cargas de trabajo adaptadas tanto para principiantes como para usuarios avanzados.
- Diseñado para el ejercicio biomecánico óptimo.

Además de lo mencionado, a la hora de obtener las señales de este proyecto, el proyectante Oscar Toril, que simultáneamente estaba obteniendo los datos necesarios para la realización de su trabajo fin de master, realizó la mejora de incorporar a la silla una serie de cinchas que hacen la función de cinturones de seguridad. Con esto se consigue que el sujeto establezca una posición óptima para la realización de la prueba y evita su movilidad durante esta, consiguiendo así que el ángulo de flexión de la rodilla sea constante, consiguiendo unas contracciones lo más isométricas posibles.

En la siguiente figura se muestra el dibujo en tres dimensiones diseñado por el proyectante que realizó las modificaciones de la silla. A la izquierda se observa la silla sin las modificaciones y a la derecha la silla con las modificaciones realizadas (respaldo, zona de apoyo de pierna para hacer fuerza (espinilleras), transductor de fuerza), a esta segunda silla faltaría incorporarle las cinchas anteriormente mencionadas.



*Fig.12. Dibujo 3D de la silla empleada sin las modificaciones y con las modificaciones.*

### **5.1.2 Unidad de adquisición – Amplificador**

Para la adquisición de datos se emplea unidad “MP36” (Fig. 13) diseñada por BIOPAC, Systems Inc. La unidad de adquisición de datos MP36R tiene un microprocesador interno que controla la adquisición de datos y la comunicación de estos con un ordenador.

Esta unidad es la encargada de recibir las señales analógicas entrantes, digitalizarlas y enviarlas a un ordenador. Está compuesta por cuatro entradas de señales analógicas, cada una de las cuales puede ser usada como entrada independiente. Para recoger las señales se pueden conectar electrodos, transductores u otros dispositivos.



*Fig. 13. Unidad de captación MP36 de BIOPAC System.*

A las salidas analógicas se les conectan cables SS2L (Fig. 14.a), estos cables miden 2 metros, están totalmente apantallados y terminan en un conector estándar de cocodrilo donde se disponen los electrodos de superficie (Fig. 14.b). Los cables permiten la comunicación de alta resolución entre la unidad y los biopotenciales registrados en los electrodos.

### 5.1.3 Electrodo de captación

Se emplearon electrodos de espuma modelo Kendal™serie 100 (Fig. 14.b), son pequeños electrodos con cierta forma de lágrima para facilitar la extracción del revestimiento y del sujeto.



Fig. 14. a) Cable SS2L. b) Electrodo empleado en captación.

La espuma de estos electrodos es más resistente al líquido y a posibles tirones, su hidrogel adhesivo y conductor maximiza la adhesividad y lo mantiene fresco y usable hasta 45 días desde su uso. Para los experimentos se han utilizado electrodos nuevos para cada usuario, los electrodos usados se guardan para diferentes pruebas o sesiones de familiarización.

### 5.1.4 Estimulador

Para la estimulación del sujeto se ha empleado el estimulador de corriente constante "Digitimer" modelo "DS7AH".



Fig. 15. Estimulador Digitimer modelo DS7AH.

Este estimulador genera pulsos de alto voltaje, corriente constante y breve duración para estimulación percutánea, diseñado específicamente para la investigación de la actividad eléctrica nerviosa y/o muscular. Este modelo es una modificación del modelo original DS7A (Fig. 15) para conseguir valores más altos de corriente esta opción es muy interesante debido a la profundidad del nervio femoral. El estimulador puede variar su corriente constante de salida desde 1mA hasta 1A, la duración de los pulsos va desde 50  $\mu$ seg a 2mseg y el voltaje varía hasta un máximo de 400 V.

El cable utilizado para conectar los electrodos de estimulación con el estimulador es el D185-HB4, el usado en los experimentos es un cable de 4metros que termina en un par de conectores DIN 42 802-1 coloreados con el mismo esquema de la conexión original, el rojo es

la conexión positiva donde se conectará el ánodo y el negro es la conexión negativa donde se coloca el cátodo.

### 5.1.5 *Electrodos de estimulación*

Para la estimulación se han usado electrodos modelos RE-PLY de la empresa Uni-Patch, son electrodos específicos para la estimulación eléctrica, son autoadhesivos y reutilizables. Se han elegido dos tamaños distintos para la estimulación.

En la zona de la ingle donde se conecta el ánodo se utiliza un modelo circular de 5.08 cm de diámetro, en la parte de atrás en el mismo lado, en la zona del glúteo se coloca un modelo rectangular de dimensiones 5.08cm x 10.16 cm (Fig. 16).



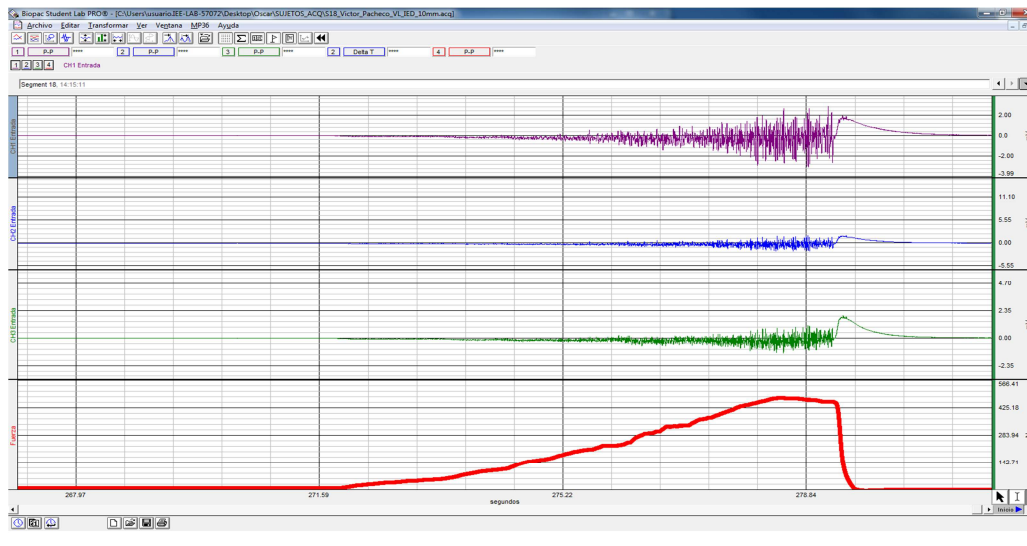
Fig. 16. *Electrodos de estimulación.*

### 5.1.6 *Herramientas de análisis*

Las señales registradas por la unidad de adquisición se envían digitalizadas en tiempo real al software creado por la misma empresa que la unidad. El software empleado es **BIOPAC StudentLab Pro** versión 3.7.3. Esta herramienta ha sido usada para monitorizar los experimentos, visualizar de forma simple las señales generadas y para exportar y guardar las señales para análisis más exhaustivos. En la figura 17 se muestra la interfaz del software con los 4 canales funcionando simultáneamente.

Esta herramienta tiene la capacidad de generar filtros a tiempo real, necesarios para la correcta adquisición de las señales EMG. Además se utilizará esta herramienta para dar una previsualización de la fuerza a tiempo real, que utilizará el sujeto para ajustar su nivel de fuerza.

El software usado para el análisis de las señales es **Matlab**, en este caso la versión 7.10.



*Fig. 17. Software de análisis de señales biomédicas. 3 señales EMG y 1 de intensidad de fuerza.*

Una vez registradas las señales, estas se guardan en formato “.acq” propio del software de BIOPAC. El mismo software permite la conversión de señal a formato matlab (“.mat”). Una vez pasado a Matlab se han implementado una serie de scripts específicos para poder procesar los datos de manera más eficaz. Todas las variables analizadas sobre todos los sujetos han sido calculadas con diferentes scripts de Matlab.



## 5.2 Protocolo experimental

### 5.2.1 Sujetos

Para la realización del proyecto ha sido necesaria **la colaboración de personas**. La colaboración ha sido voluntaria y se ha llevado a cabo en el laboratorio de investigación de la señal biomédica de la Universidad Pública de Navarra.

Todos los sujetos fueron sometidos a una sesión de familiarización previa, con el fin de habituarse al protocolo, se les pidió no tomar parte en actividades físicas intensas en los dos días previos al experimento.

Todos los sujetos analizados en este experimento se tratan de hombres. Esto es debido a la diferencia de complexión en las zonas a analizar y no se ha querido analizar este efecto en el presente proyecto.

Durante un periodo de 3 semanas se realizó el experimento de protocolo en 20 sujetos sanos, 19 de los cuales se aceptaron como muestra válida.

A continuación se muestra la tabla con la información de todos los sujetos válidos sometidos al experimento y que servirán como base muestral para el análisis de la fatiga en el músculo en la señal electromiográfica.

Sujeto	Edad	Peso (Kg)	Altura (cm)
S1	29	75	176
S2	32	72	174
S3	27	90	182
S4	26	84	185
S5*	24	82	186
S6	30	78	179
S7	22	77	175
S8	24	84	186
S9	24	85	180
S10	28	64	175
S11	27	72	176
S12	24	76	180
S13	23	75	177
S14	23	76	178
S15	32	70	173
S16	28	71	172
S17	22	76	178
S18	26	78	180
S19	26	76	179
S20	25	76	178

*Tabla. 1. Edad peso y altura de los sujetos a analizar. La colaboración fue voluntaria y el total de sujetos estaba formado por hombres con edad (media  $\pm$  SD)  $25 \pm 3$  años, peso  $76 \pm 6$  Kg y altura  $178 \pm 4$  cm. \* Sujeto invalido.*

### 5.2.2 Configuración de los electrodos para la estimulación

Los electrodos de estimulación tienen como función inervar el nervio femoral, para ello se coloca el cátodo en la zona inguinal (Fig. 18.a) y el ánodo en el glúteo del mismo lado (Fig. 18.b).

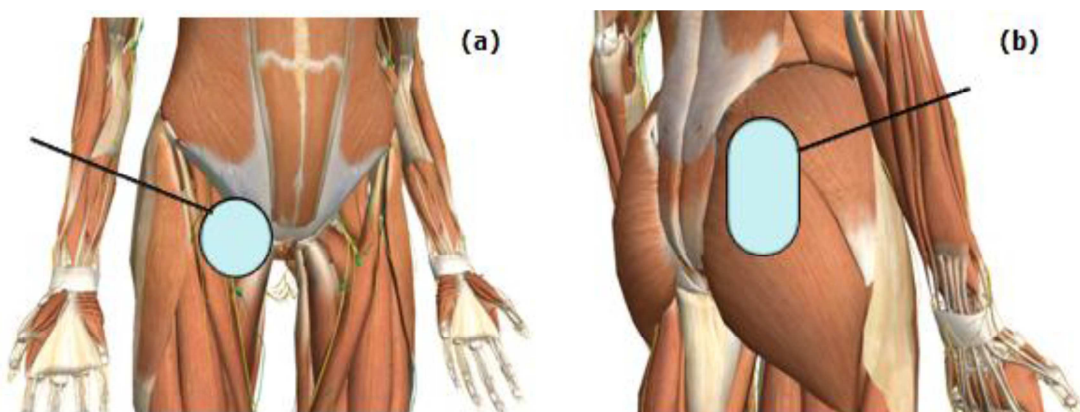


Fig. 18. Configuración de electrodos de estimulación: a) Cátodo y b) Ánodo.

### 5.2.3 Preparación de la prueba

Primeramente se ha de realizar una prueba de familiarización unos días antes de la prueba final. Esto se ha de realizar para adaptar al sujeto a los diversos ejercicios a realizar y que no sea su primer contacto con la prueba.

Se pedirá al sujeto que realice las contracciones SW y las contracciones RAMP. Además esta prueba de familiarización servirá para que el sujeto se acostumbre a los impulsos eléctricos, tan presentes y necesarios en esta sesión de obtención de datos.

Posteriormente, el propio día de la prueba final, se ha de rasurar la zona en la que van a ser colocados los electrodos. Además de rasurar, se ha de pasar un algodón por la zona rasurada para eliminar células muertas y así minimizar el impacto de la impedancia de la piel sobre los electrodos.

Con estos pasos ya realizados se procederá a colocar al sujeto sobre la silla para realizar la prueba.

### 5.2.4 Disposición de los electrodos de registro de la señal EMG

El registro de las ondas electromiográficas se hará mediante electrodos de superficie. Los electrodos se colocarán en los músculos vasto lateral y vasto medial, concretamente en la zona distal de dichos músculos. En la siguiente figura se observa el lugar de colocación de los electrodos.

Para medir las señales en configuración bipolar los 2 electrodos han de ser colocados a lo largo del músculo, en la dirección de las fibras musculares. Cada uno de los 2 electrodos de cada músculo está configurado para registrar en modo monopolar, con los electrodos colocados como en la figura 19 y los electrodos de referencia y de tierra colocados en la patela (superficie huesuda de la rótula o la tibia) a más o menos 5 cm del electrodo distal.

Los experimentos han sido realizados en 1 sesión, una sesión con una configuración inter-electrodo de 20mm (Fig. 19.b). Al combinar el electrodo proximal con el distal se obtiene la configuración bipolar.

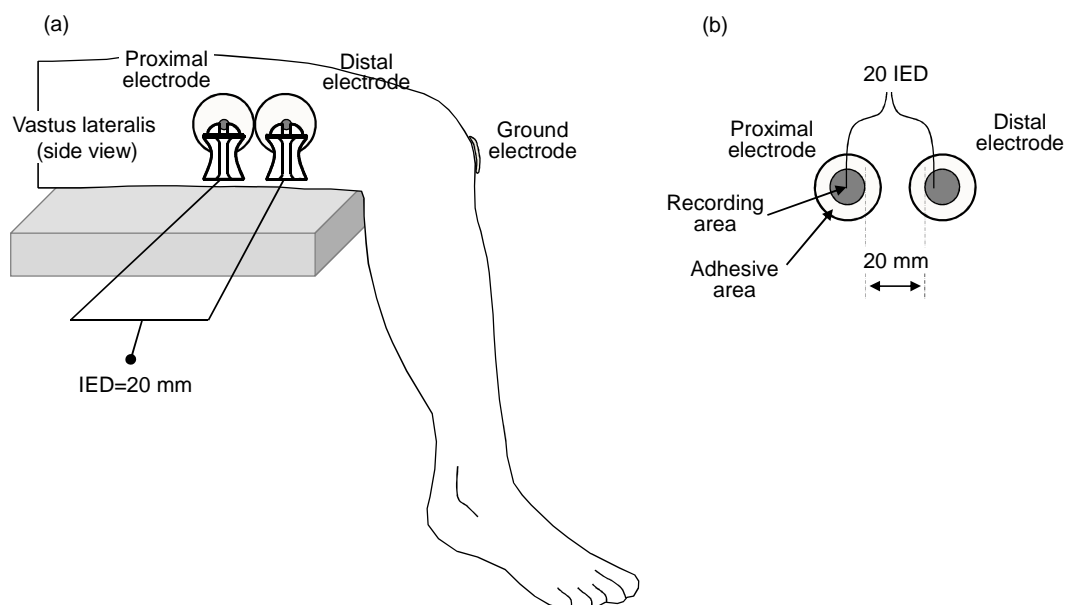


Fig. 19. (a) Representación esquemática de una configuración de registro de 2 canales monopolares adaptados a una configuración bipolar. (b) Configuración de los electrodos con distancia inter-electrodo de 20 mm.

### 5.2.5 M-waves monopolares y bipolares

La señal M-wave o señal compuesta del músculo, es la señal mioeléctrica recogida superficialmente (sEMG) que surge en respuesta a un estímulo eléctrico. En este proyecto trabajaremos con dos tipos de M-waves; monopolares y bipolares.

Las M-waves monopolares son captadas mediante los electrodos que han sido mostrados previamente. Lo que nos están mostrando no es otra cosa que el registro de la suma de los potenciales de acción que recorren las fibras generados por el estímulo eléctrico en un punto concreto.

Por el contrario, las M-waves bipolares, como ya hemos dicho, son obtenidas después de realizar la resta de dos M-waves monopolares. En nuestro caso, la M-wave bipolar se obtiene realizando la resta de las M-waves-monopolar 1 menos la señal monopolar 2. Por tanto, **las características morfológicas de la M-wave bipolar van a depender fuertemente del grado de solapamiento entre las M-waves monopolar 1 y 2.**

Para ver más claramente como son obtenidas estas M-waves es conveniente observar la figura 20, en la que se aprecia que es lo que captan los electrodos, en nuestro caso en configuración monopolar. Posteriormente, como ya se ha dicho se procederá a obtener las señales en configuración bipolar.

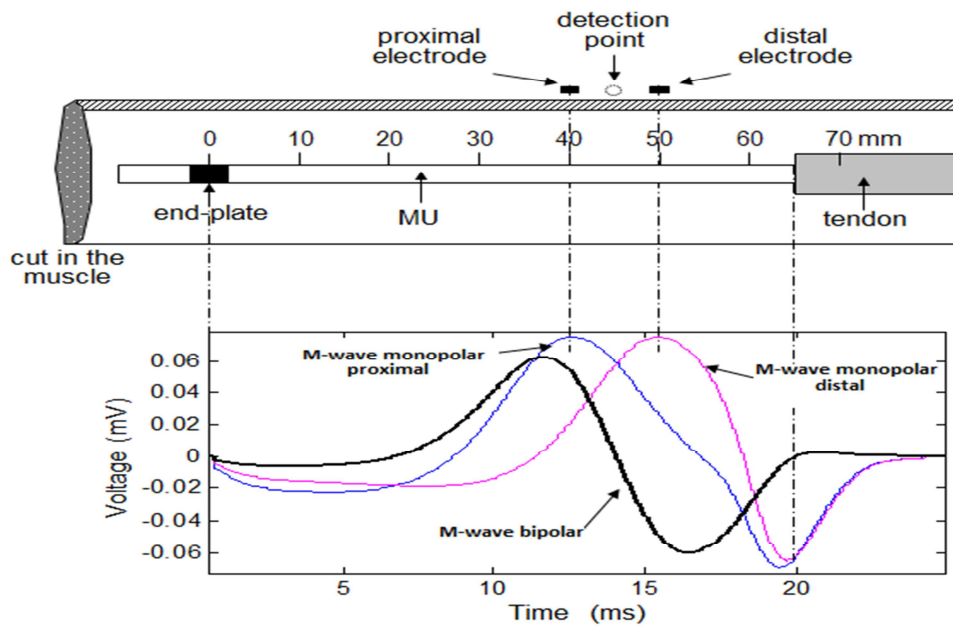


Fig. 20. Obtención teórica de las M-waves monopolares y bipolares.

Para ver lo que se capta en realidad, es conveniente observar la figura 21, ya que en ella se observan las dos M-waves monopolares registradas y la bipolar resultante. Además en el inicio de las señales se puede observar el disparo del estímulo eléctrico, es decir, el momento en el que ha sido aplicado.

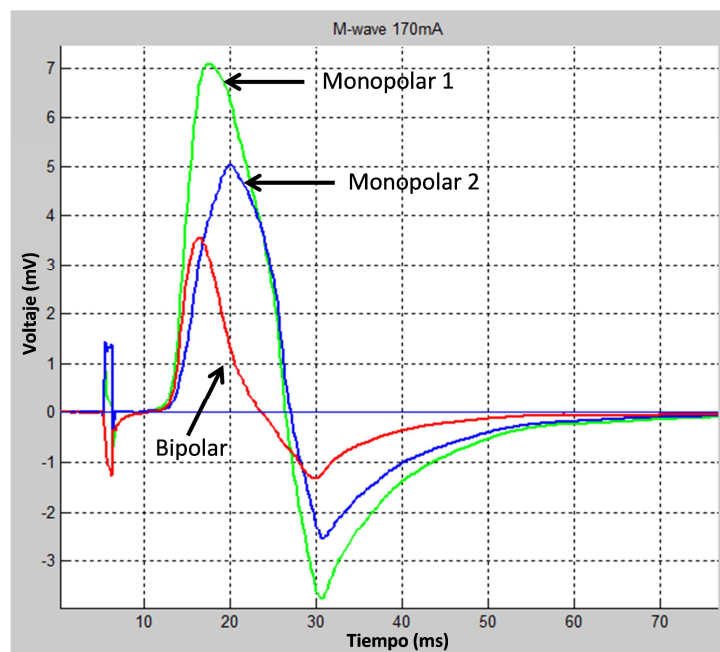


Fig. 21. M-waves superpuestas. Verde monopolar 1 (proximal), azul monopolar 2 (distal) y roja bipolar. Eje horizontal, tiempo en milisegundos.

### 5.2.6 Obtención curvas de reclutamiento

El objetivo principal de este proyecto es caracterizar y estudiar las curvas de reclutamiento de unidades motoras obtenidas a partir de las M-waves monopolares y bipolares anteriormente mencionadas.

La curva de reclutamiento no es otra cosa que la expresión gráfica de los valores máximos de cada M-wave obtenida por cada impulso eléctrico, ordenados de menor a mayor.

Para la obtención de estas curvas de reclutamiento, hay que aplicar a los sujetos impulsos eléctricos de intensidad creciente hasta que la amplitud de la M-wave deja de aumentar. Estos impulsos, también conocidos como escalera de reclutamiento, son una secuencia de pulsos cuadrados que van aumentando de 10 en 10 miliamperios. Más adelante observaremos y analizaremos qué es lo que obtenemos después de la aplicación de estos impulsos y las conclusiones que podemos sacar al respecto.

Un punto crítico en este proceso, es el momento de parar de subir la intensidad de los estímulos, es decir, saber cuándo se ha llegado a la intensidad supramaximal. Esta intensidad supramaximal es la intensidad en amperios que hay que generar en un sujeto para que la amplitud pico-pico de la M-wave se estabilice en un valor, es decir, que por mucho que sigamos aumentando la intensidad de los impulsos, el máximo de la M-wave resultante no siga aumentando y se estabilice. Como es lógico para cada sujeto será una diferente.

Resulta muy recomendable observar con detenimiento la figura 22, ya que en ella se muestra el proceso de obtención de estas curvas de reclutamiento; la escalera de reclutamiento en la figura 25 (a), las M-waves obtenidas por cada impulso eléctrico figura 22 (b) y finalmente la expresión gráfica de los máximos de cada M-wave figura 22 (c).

Otro punto crítico en el proceso de obtención de estas curvas de reclutamiento es el momento de parar de subir la intensidad de los estímulos. A los sujetos se les aplican impulsos eléctricos evocados hasta obtener la intensidad supramaximal, que será diferente para cada uno de ellos.

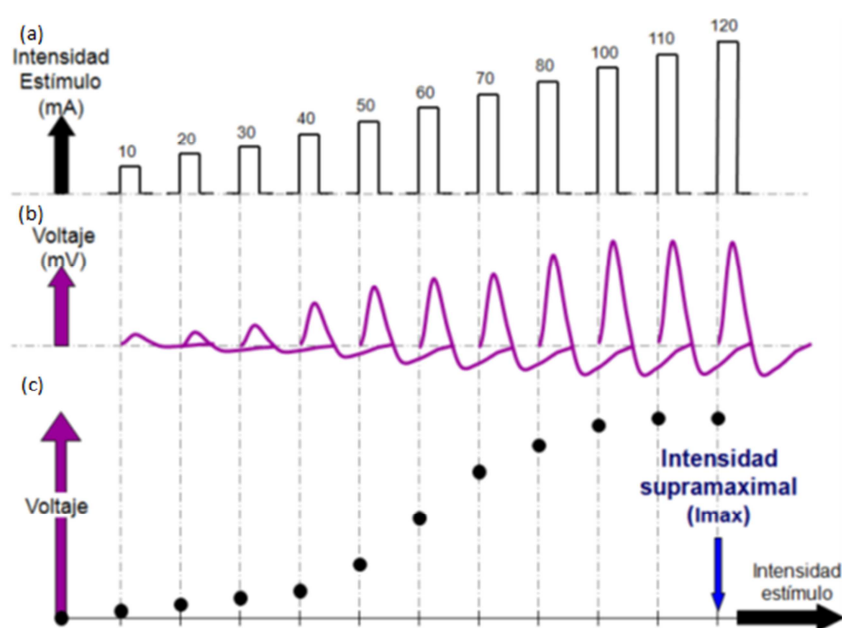


Fig. 22. (a) Secuencia de pulsos. (b) M-wave obtenidas. (c) Curva de reclutamiento.

Para cada sujeto como es lógico, se obtendrán tres curvas de reclutamiento, una correspondiente a las M-waves monopolares proximales, otra correspondiente a las monopolares distales y la última correspondiente a las bipolares. Posteriormente se estudiará si existe o no algún tipo de desventajas o limitaciones por el hecho de utilizar solo un tipo de configuración, por ejemplo, utilizar solo la curva de reclutamiento bipolar. En la figura 26 se puede observar cómo sería un caso real de representación de las tres curvas de reclutamiento (dos monopolares y una bipolar).

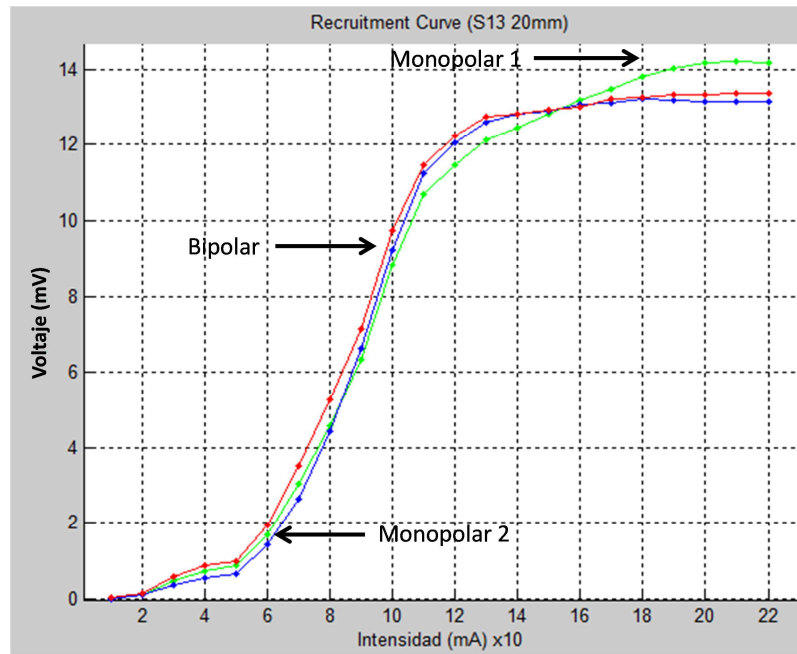


Fig. 23. C. de reclutamiento S13. Eje horizontal, intensidad aplicada en cada impulso evocado.

## 6 Análisis de datos

### 6.1 Parámetros de estudio

Como hemos podido observar, el parámetro más importante calculado en este proyecto es la amplitud de las M-waves, esto es debido a que es fundamental para la obtención de las curvas de reclutamiento que son la esencia de este estudio. La amplitud que es calculada corresponde a la primera fase de la M-wave, porque es la más fiable y la que menos contaminada está por la extinción del potencial de acción en el tendón.

Como ya se ha comentado, a pesar de que el objetivo principal de este proyecto es caracterizar y estudiar las curvas de reclutamiento de unidades motoras obtenidas a partir de las M-waves monopolares y bipolares, en una de las fases del estudio también se ha procedido a calcular la velocidad de conducción de las fibras musculares. Al tratarse de un parámetro un tanto escurridizo de obtener, se ha procedido calcularlo de dos maneras diferentes para ver si alguna de las dos era más fiable que la otra; haciendo uso de la latencia y mediante la correlación.

Por otro lado, también se decidió hacer uso de la derivada de las señales monopolares para saber si esclarecían algo en el efecto de subida de la curva de reclutamiento monopolar proximal.

#### 6.1.1 *Velocidad de conducción (MFCV)*

Por definición, sabemos que la amplitud de la M-wave es la amplitud de la 1ª fase de esta, es decir, la amplitud del primer pico de la M-wave. Este parámetro lo podemos observar en la figura 24.

Para este cálculo, que denominaremos MFCV (Muscle fiber conduction velocity) utilizando la latencia, necesitaremos dos señales M-wave del mismo impulso evocado para 2 lugares del músculo.

Con la configuración de los electrodos explicada anteriormente se obtienen 2 señales en formato monopolar que al estar referenciadas a un mismo electrodo pueden ser empleadas para obtener la MFCV. Las utilizaremos para realizar el cálculo.

A la primera de ellas, la que se encuentra más cerca del origen de la estimulación, la llamaremos curva monopolar proximal (monopolar 1) y a la otra, la que se encuentra más alejada del estímulo la llamaremos curva monopolar distal (monopolar 2).

Con la distancia en muestras que hay entre los picos de las dos curvas, se calcula el tiempo (muestras de separación multiplicadas por el periodo de muestreo) transcurrido entre las dos señales, y sabiendo la separación física entre los electrodos, para nuestro caso 20mm, podemos calcular la velocidad del potencial transmembrana realizando la sencilla operación de espacio dividido entre tiempo.

En la figura posterior se muestra un ejemplo de dos señales monopolares y una bipolar antes mencionadas. Se puede observar cómo con la configuración adecuada de electrodos se consigue obtener dos señales M-wave que permiten realizar de forma sencilla el cálculo de la

velocidad de conducción. Para algunos casos a estudiar la forma de las M-waves no ha sido la óptima para dicho cálculo y para el cálculo de este parámetro han tenido que ser desechadas algunas muestras.

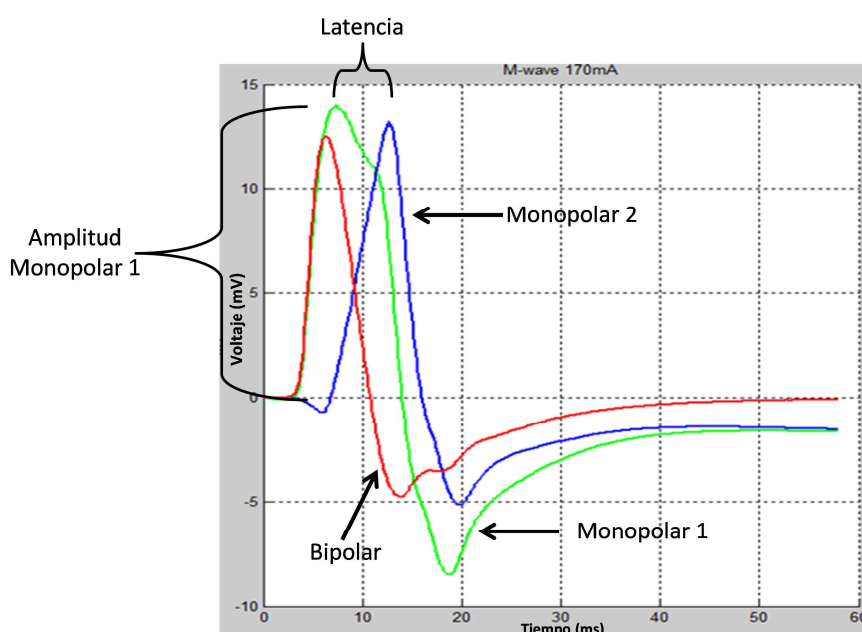


Fig. 24. M-waves superpuestas. Verde monopolar 1, azul monopolar 2 y roja bipolar. Eje horizontal, tiempo en milisegundos.

### 6.1.2 MFCV correlación cruzada de las M-waves proximal y distal.

Como hemos mencionado anteriormente, con el método de las latencias, no siempre se obtenían resultados muy buenos ya que en algunas ocasiones la forma de nuestras señales no era del todo buena y a veces variaba mucho dentro de un mismo sujeto. Por esto mismo se decidió probar suerte con otro método.

El método elegido fue el cálculo de la correlación cruzada entre dos señales monopolar, que no mide otra cosa que la similitud entre dos registros de EMG en función del tiempo.

En esta nueva señal de correlación se analiza la posición de su máximo, es decir, cuanto de desplazado está el máximo respecto al punto medio de la correlación, ya que este desplazamiento es el indicativo del tiempo transcurrido entre los dos máximos de las señales monopolar. Por lo tanto una vez obtenido la distancia en muestras que hay entre el máximo y el centro de la señal, se pasa a tiempo y como en el caso anterior de las latencias se calcula la MFCV mediante la división de espacio partido tiempo.

En la siguiente figura se puede observar un ejemplo de las dos señales monopolar con las que se ha calculado la correlación. Hay que destacar que el punto máximo de la correlación indica justo el momento en el más solapamiento hay de las dos señales monopolar.

Como nos podemos imaginar, este caso también está muy influenciado por la forma de las M-waves de ahí que los resultados tampoco hayan sido del todo óptimos.



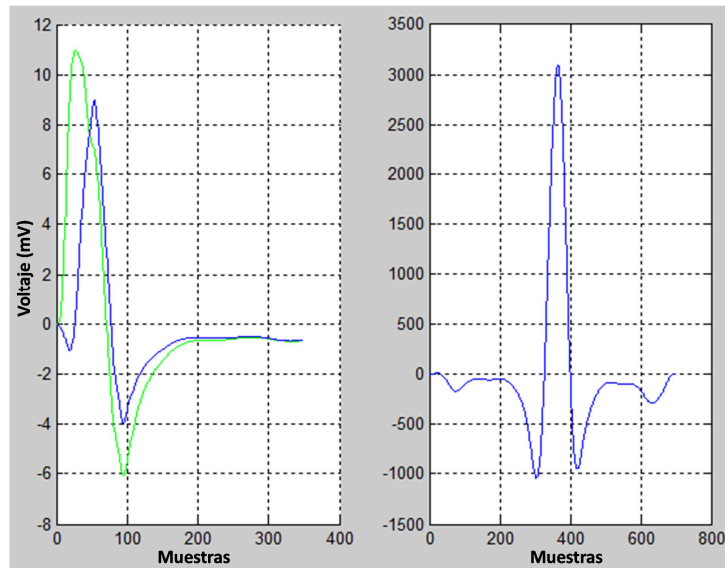


Fig. 25. Izquierda, señales monopolares con las que se calcula la correlación. Derecha, correlación obtenida. Eje horizontal en muestras.

### 6.1.3 Derivada de las M-waves.

El estudio de las derivadas de las M-waves fue realizado al final del proyecto debido a que se quería profundizar en los casos en los que al final de la curva de reclutamiento de la señal monopolar 1, se apreciaba un notable incremento de la amplitud mientras que en las curvas monopolar 2 y bipolar, esta curva se estabilizaba e incluso a veces, disminuía.

La derivada en Matlab fue implementada mediante la función “*deriv.m*” que realiza el cálculo de una aproximación de primer orden de la primera derivada de la señal. Como parámetro de entrada además de la señal de la cual se quería calcular la derivada había que introducir el intervalo de muestreo en mseg, en nuestro caso 5.

Además gracias a este estudio, se pudo observar como cuando se cruzaban las derivadas de las dos señales monopolares, se daba el máximo de la señal bipolar (de la señal bipolar, no el máximo de la derivada de la señal bipolar). En la figura 26 podemos observar este suceso.

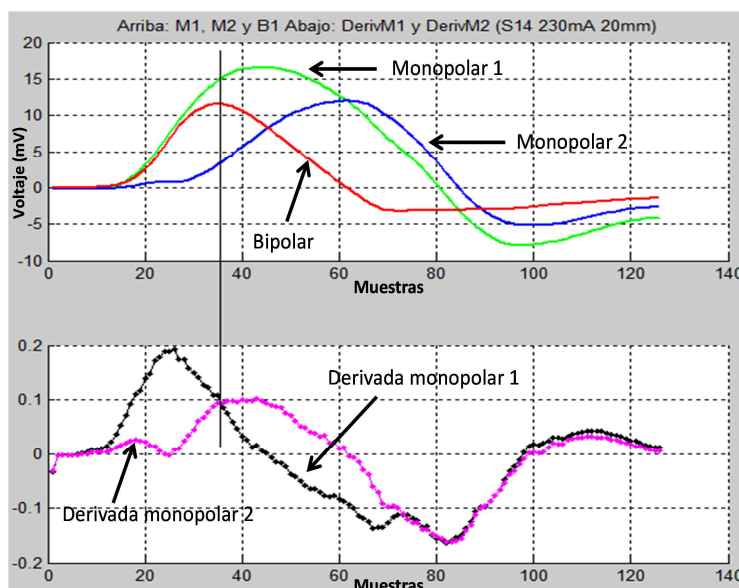


Fig. 26. (Arriba) M-waves. (Abajo) derivadas y punto de cruce. Eje horizontal en muestras.

## 7 Resultados

### 7.1 Observaciones generales

#### Observación N°1

› Una de las observaciones que más llama la atención está relacionada con las amplitudes de las M-waves. Por lo general la M-wave monopolar proximal es la que mayor amplitud tiene pero como veremos, se dan casos en los que la M-wave bipolar puede llegar a tener mayor amplitud que ambas M-waves monopolares. Este efecto es debido a la contribución que hace la M-wave monopolar distal al principio de la señal (ver figura 27). Hay veces que esta posee una fase positiva que hace que al realizar la resta para obtener la señal bipolar, esta tenga mayor amplitud incluso que la monopolar 1.

Este efecto se puede observar claramente en las curvas de reclutamiento; veremos casos en donde las curvas de reclutamiento de las M-waves monopolares proximales tendrán mayor amplitud que las monopolares distales y bipolares. Y también veremos casos en donde la amplitud de las curvas de reclutamiento de las M-waves bipolares, tendrán mayor amplitud que las dos monopolares, debido a esta contribución de la M-wave monopolar distal. Este segundo caso es el que se observa en la figura 27, donde la M-wave bipolar (de color rojo) tiene mayor amplitud que las dos monopolares.

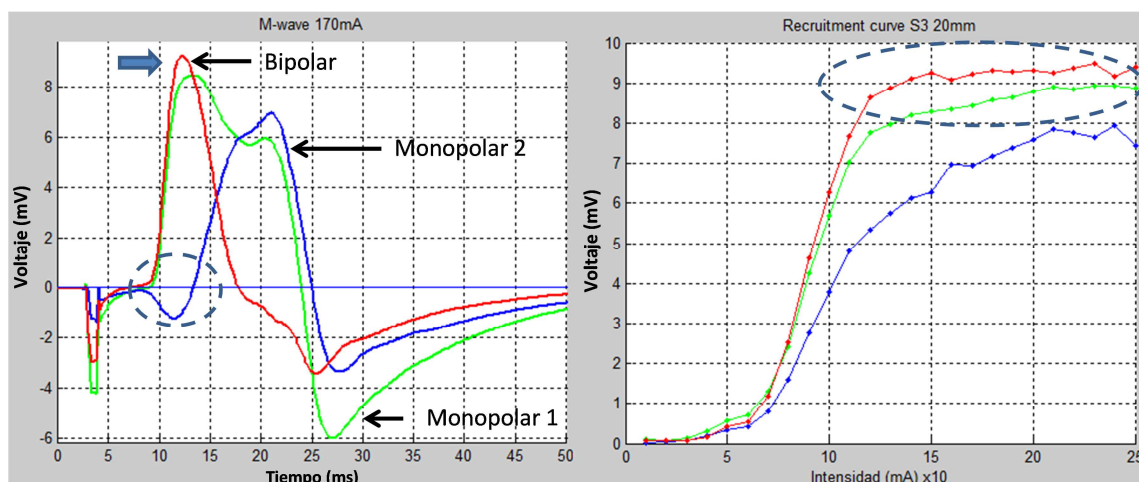


Fig. 27. M-waves S3 (170mA) y curva de reclutamiento.

#### Observación N°2

› Como veremos más adelante, la observación más importante del proyecto y que más transcendencia tiene, hace referencia a ciertas alteraciones que sufren algunas curvas de reclutamiento en su fase final. En algunos sujetos se da el caso de que en la parte final de la curva de reclutamiento, cuando ya casi se considera estabilizada, se aprecia como la curva monopolar 1 sufre un aumento o subida de amplitud que la curva bipolar no experimenta y que la curva monopolar 2 si lo hace, lo hace de manera mucho menos significativa. El efecto del que se está hablando se muestra en la figura 28 y más adelante se analizará con más detenimiento.

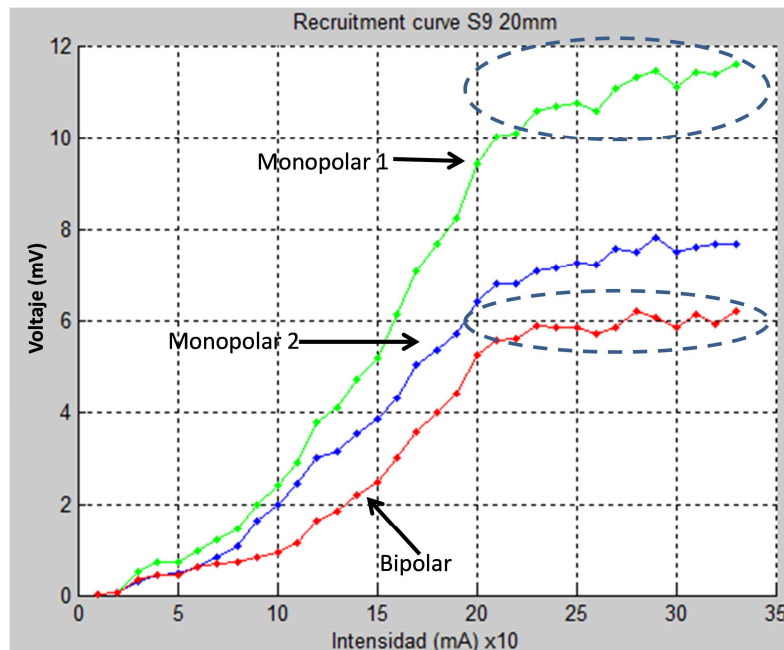


Fig. 28. Curva de reclutamiento S9, efecto de subida en M-wave monopolar 1 (verde).

### Observación N°3

› Finalmente podremos observar como al ir aumentando la intensidad de los estímulos, se va a ir variando la velocidad de conducción de las fibras musculares. Es decir, al aumentar la intensidad de los estímulos eléctricos se van reclutan unidades motoras más rápidas y por eso vamos a poder observar un aumento de la MFCV. Al aumentar la velocidad, en las M-waves se apreciará el efecto de que a mayor intensidad, más adelantadas se representaran en el tiempo. Esto es lo que podemos observar en las figuras 29 y 30.

Para esta primera figura el sujeto elegido es el número 13 que cuenta con 22 intensidades, desde los 10mA hasta los 220mA. Como se ven en la figura inferior, las primeras intensidades no están coloreadas (desde 10mA hasta 90mA), para las siguientes intensidades se sigue el siguiente patrón de coloreo; verde, rojo, magenta, amarillo, cian, azul y negro.

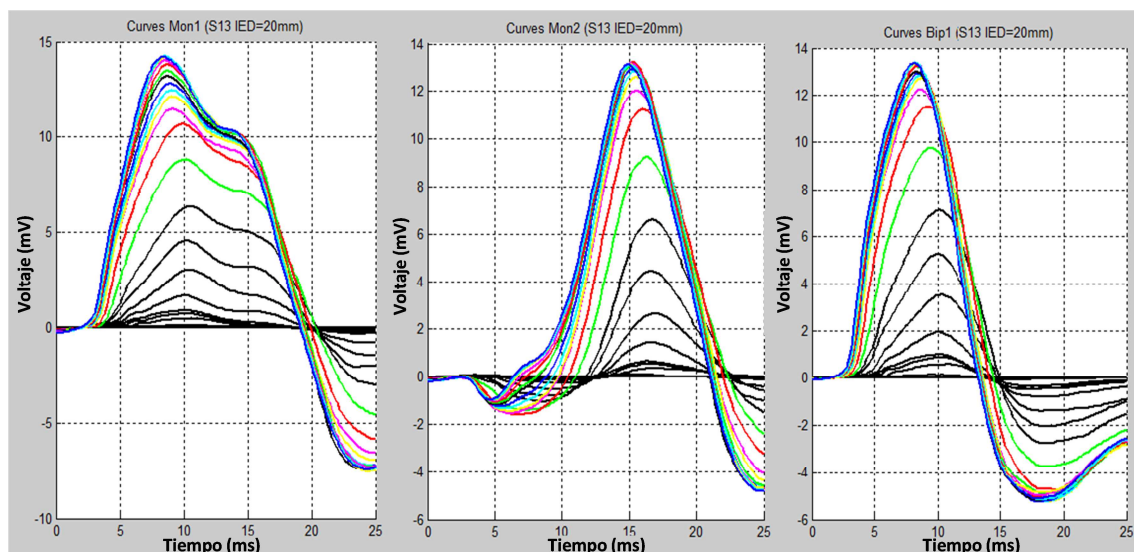
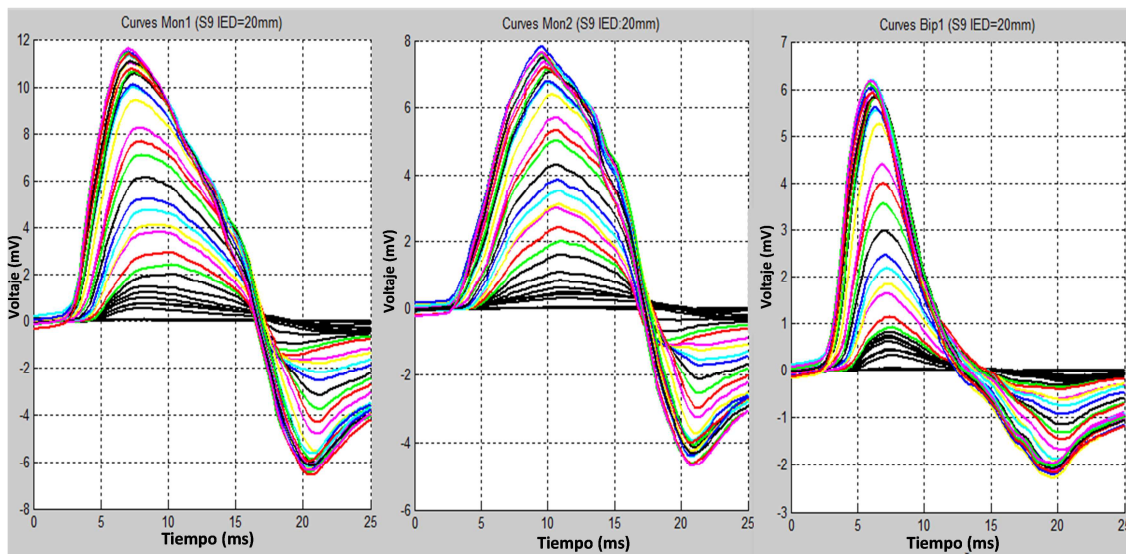


Fig. 29. Efecto del aumento de MFCV S13, monopolar 1, monopolar 2 y bipolar.

En la figura 30 se muestra el caso del sujeto 9. Este caso sus intensidades van desde los 10mA hasta los 330mA, y también se empiezan a colorear las curvas con la intensidad de 100mA, siguiendo el mismo patrón utilizado en el caso anterior.



*Fig. 30. Efecto del aumento de MFCV S9, monopolar 1, monopolar 2 y bipolar.*

Se piensa que este efecto de puede ser una explicación para la observación número 2, ya que al aumentar la velocidad de conducción se cambian las condiciones de solapamiento entre las curvas monopolares y por tanto esto le afecta a la M-wave bipolar que como sabemos es la resultante de las dos anteriores.

Más adelante, en el modo de observación 2, también se apreciará este efecto de adelantamiento de las M-waves dentro de los dos escenarios que presentaremos posteriormente.

Para poder estudiar en profundidad estas tres observaciones, desde el primer momento se optó por realizar una clasificación de sujetos. Esta clasificación se basó en el solapamiento existente entre las M-waves monopolares, y se pudo concluir que los sujetos podían ser clasificados en dos grupos o escenarios diferentes; situación en la que existe poco solapamiento entre las M-waves monopolar 1 y monopolar 2, y situación en la que se encuentra mucho solapamiento entre ellas. Hay que dejar claro que el solapamiento está presente en los dos escenarios pero en uno de ellos es mucho más pronunciado y notable.

## 7.2 Clasificación de las M-waves según el solapamiento

La M-wave bipolar se obtiene realizando la resta de las M-waves-monopolar 1 menos la señal monopolar 2. Por tanto, las características morfológicas de la M-wave bipolar van a depender fuertemente del grado de solapamiento entre las M-waves monopolar 1 y 2. Debido a ello, la estrategia que se siguió fue clasificar los sujetos en los dos escenarios posibles. Observando el solapamiento que se daba en las señales monopolar 1 y monopolar 2, los sujetos fueron clasificados en dos grupos; el primero en el que existe poco solapamiento entre las señales y el segundo en el que se encuentra mucho solapamiento. Como se ha dicho el solapamiento está presente en los dos escenarios.

En total, como ya ha sido mencionado, se evaluaron 20 sujetos pero uno de ellos fue invalidado. De los diecinueve restantes 8 fueron catalogados en el escenario de poco solapamiento y 9 en el de mucho solapamiento. Los dos sujetos restantes fueron descartados ya que el solapamiento era tan grande que la señal monopolar 2 (distal) llegaba incluso a adelantar a monopolar 1 (proximal). El caso de estos dos sujetos descartados los podemos observar en la figura 31.

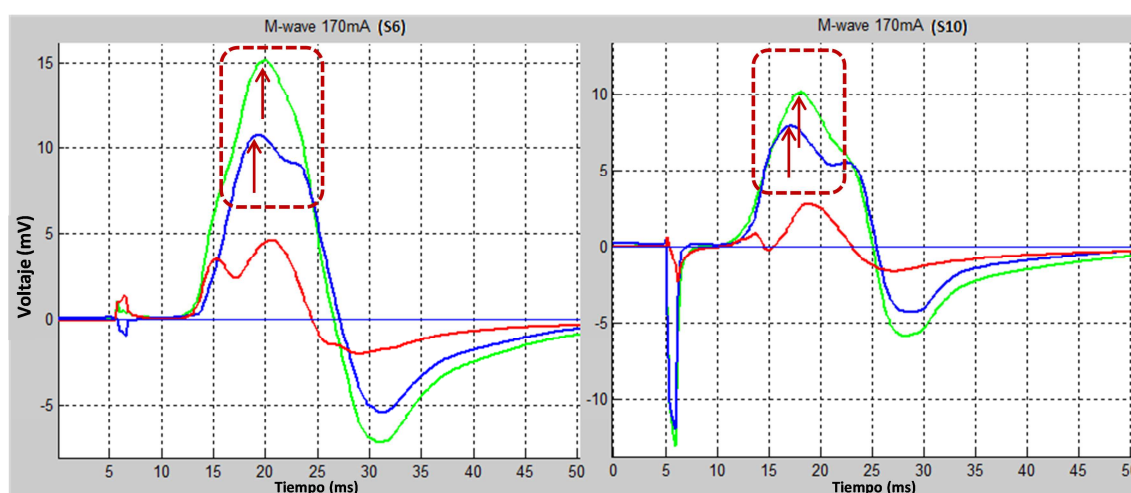


Fig. 31. M-waves de sujetos S6 y S10 (170mA), descartados por adelantamiento de Mon 2. Eje horizontal en milisegundos.

### 7.2.1 Situación 1: Poco solapamiento

Los sujetos en los que se da esta situación son los siguientes: S2, S3, S4, S13, S16, S17, S18, S19, S20, es decir, 9 de 17 (52'94 %).

Un claro ejemplo de este escenario es el caso del sujeto 13 como podemos observar en la siguiente figura (M-waves correspondientes a una intensidad de 210mA.). En este escenario, la fase positiva inicial de la M-wave monopolar 2 se solapa con el pico negativo de la señal monopolar 1.



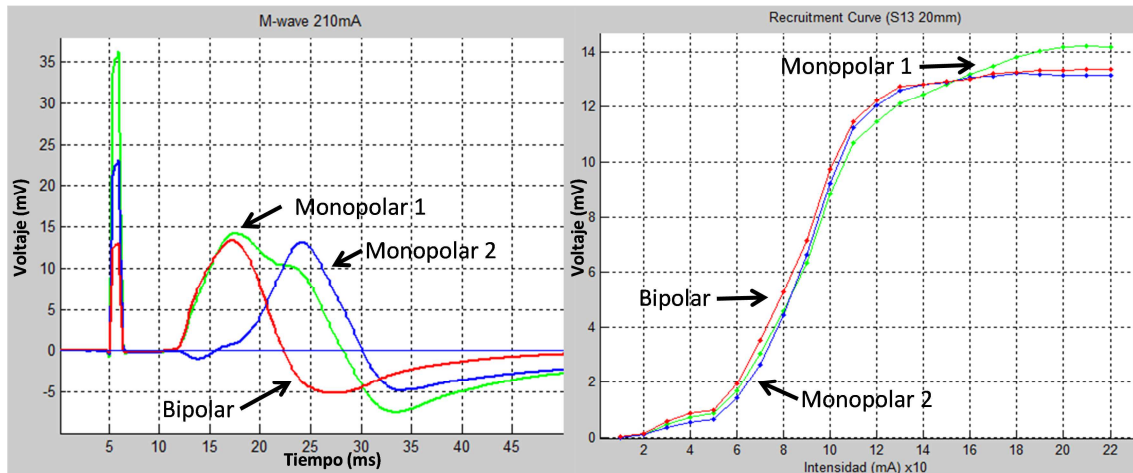


Fig. 32. M-waves S13 (210mA) + Curva de reclutamiento S13.  
Verde: monopolar 1, azul: monopolar 2 y rojo: bipolar.

Debido al poco solapamiento existente en la primera fase entre las dos señales, la señal bipolar obtenida sigue fielmente a la señal monopolar 1, ya que en esta primera fase la contribución de la señal monopolar 2 a la señal bipolar es casi nula.

Hay que remarcar que en ciertos casos, como se ha dicho en las observaciones generales, esta escasa contribución de la monopolar 2 es algo diferente ya que como podemos observar en la figura 33, existe una fase positiva al principio de la señal monopolar 2 que hace que al realizar la resta para obtener la señal bipolar, esta tenga mayor amplitud incluso que la monopolar 1. Es decir la contribución de la señal monopolar 2 se transforma en una suma a la señal monopolar 1.

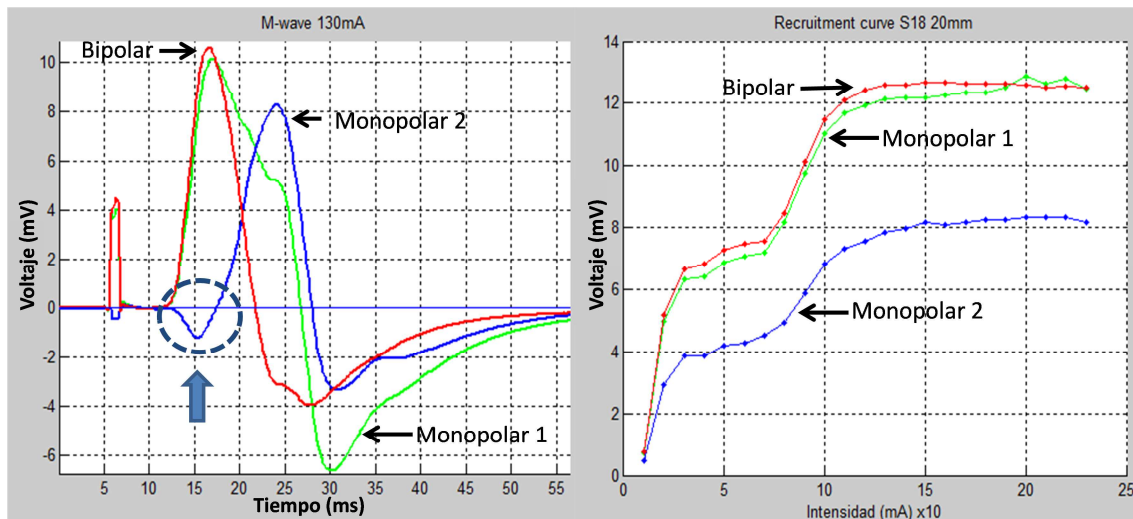


Fig. 33. M-waves S18 (130mA) + Curva de reclutamiento S18.  
Verde: monopolar 1, azul: monopolar 2 y rojo: bipolar.

Este efecto, como ya hemos visto en las figuras anteriores, se puede observar claramente en las curvas de reclutamiento; por un lado en ciertos casos veremos como los máximos de las señales monopolar 1 son mayores que los de las señales monopolar 2 y bipolar 1 (figura 34 arriba), y por otro lado veremos que los máximos de la señal bipolar son mayores que los de las dos señales monopolar (figura 34 abajo).

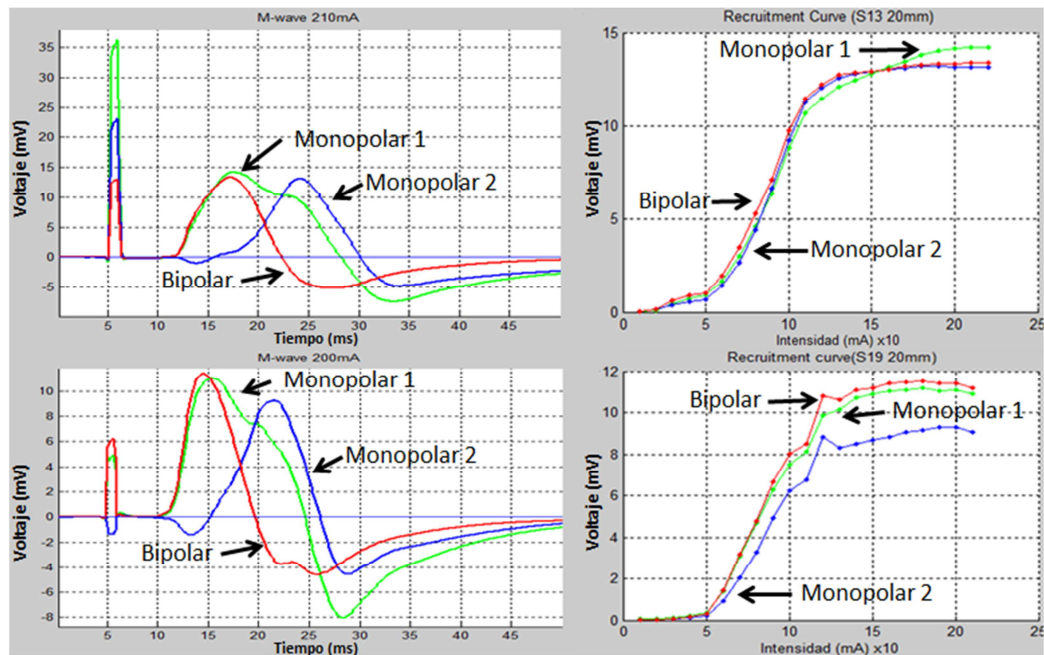


Fig. 34. (arriba) M-waves S13 (210mA) + C. de recluta. S13. Monopolar 1 por encima.  
(abajo) M-waves S19 (200mA) + C. de recluta. S19. Bipolar por encima.

Como ya se ha nombrado en punto 2 de las observaciones generales de los resultados (la observación más importante del proyecto), un efecto visible e importante en las curvas de reclutamiento de ciertos sujetos es el siguiente: en la parte final de la curva, cuando ya casi se considera estabilizada, se aprecia como la curva monopolar 1 sufre un aumento o subida de amplitud que la curva bipolar no experimenta y que la curva monopolar 2 si lo hace, lo hace de manera mucho menos significativa.

Realmente la comparativa más importante es la correspondiente entre la M-wave monopolar 1 y la bipolar ya que, generalmente, en la M-wave bipolar se usa sobre todo la primera fase, que es la que viene determinada por la monopolar 1. Este efecto puede ser observado en la figura 34(arriba) y también en la figura 35.

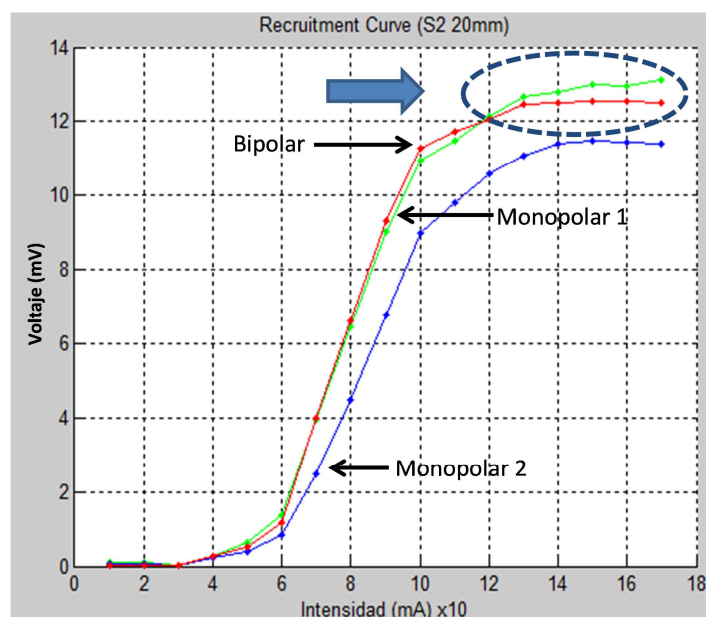


Fig. 35. Curva de reclutamiento S2, se aprecia la subida de monopolar 1 al final.

Una de las hipótesis que se barajan para establecer con precisión porque ocurre esto, es que al ir aumentando la intensidad de estimulación se reclutan unidades motoras más rápidas que hacen aumentar la MFCV. El resultado es que la señal monopolar 2 tiende a solaparse un poco más en la monopolar 1 conforme aumentamos la intensidad del estímulo. Este solapamiento puede ser el causante de que no se aprecie la subida en la curva bipolar, simplemente por el hecho de haber modificado la situación de las monopolares, es decir, porque el intervalo temporal (la latencia) entre las M-waves monopolares ha cambiado.

Otro de los factores que podría influir en este fenómeno es la situación física de los electrodos. Como ya sabemos el electrodo proximal, el encargado de captar la señal monopolar 1, se encuentra más en el centro del músculo que el distal, que se encuentra más próximo al tendón. Al ir aumentando la intensidad de estimulación el músculo se contrae más y más, llegando a acortar considerablemente su longitud. Lo que podría ocurrir es que este acortamiento de músculo haga que las contribuciones que llegan a captar los electrodos sean más notables en el electrodo proximal, ya que el distal al estar situado más hacia el tendón es menos influenciado por este fenómeno. Por eso podría ser que la curva monopolar 1 sufriese un aumento más notable que la monopolar 2.

A continuación vamos a proceder a mostrar de 3 maneras diferentes lo que ocurre en este escenario, es decir, veremos lo mismo desde 3 perspectivas. Esto servirá para estudiar más a fondo lo que ocurre en este escenario. Para ello utilizaremos todo el rato el mismo sujeto y las mismas intensidades de estimulación, sujeto 13 a intensidades de 140mA, 170mA y 210mA.

#### ***7.2.1.1 Modo 1: Diferentes intensidades***

El primer modo de observación, presente en la figura 36, consiste en coger tres intensidades de estimulación y mostrar las señales obtenidas para analizar los cambios que aparecen.

Mediante este modo lo que se puede apreciar claramente es la escasa contribución de la señal monopolar 2 en la primera fase, salta a la vista el poco solapamiento de las dos señales monopolares.

La segunda observación a destacar, aunque no tan notoria, es el aumento de la MFCV con el incremento de la intensidad de los estímulos. Se puede observar como los máximos de las señales se van adelantando, aunque muy sutilmente, con respecto a intensidades previas. En la figura posterior se indica cómo se va adelantando el punto del cruce por cero de la M-wave monopolar 2.



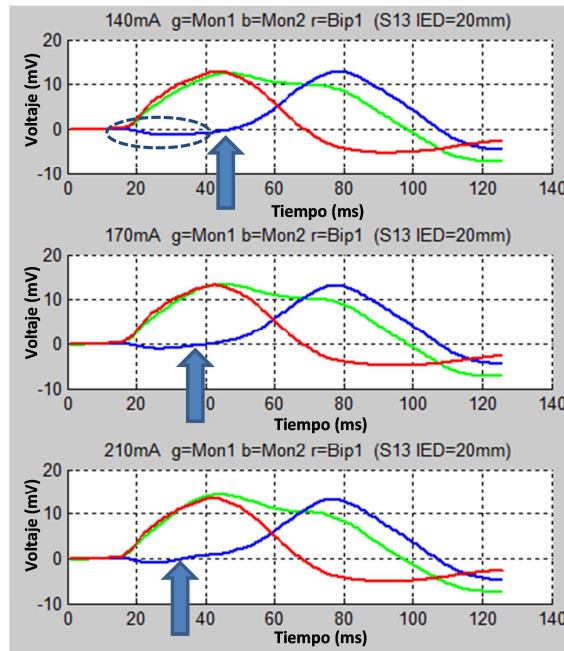


Fig. 36. Modo de observación del diferente comportamiento de M-waves monopolares y bipolares.

### 7.2.1.2 Modo 2: Superposición de M-waves de la misma condición

En este modo lo que se desea apreciar con más claridad es el aumento de MFCV a medida que se reclutan unidades motoras más rápidas debidas al aumento de intensidad del estímulo. También se aprecia claramente que las amplitudes de las señales aumentan cuando se aplica mayor intensidad.

Para ello se muestran las señales monopulares 1 agrupadas en una gráfica, las monopulares 2 en otra y las bipolares 1 en la última. Este modo de representación lo podemos observar en la figura 37.

Para el caso de las señales monopulares 1, donde mejor se aprecian los dos efectos es en la zona máxima de la señal, se aprecia el adelanto y la mayor amplitud debido al incremento de la intensidad del estímulo.

En las monopulares 2 se aprecia el adelantamiento justo en el momento en el que empieza a subir la señal. En cuanto a la amplitud, no es tan notable el efecto, pero sí que se cumple que algo aumenta con la intensidad.

Y por último en los bipolares, hay que fijarse especialmente en los máximos y en los mínimos de la señal para observar los dos efectos.

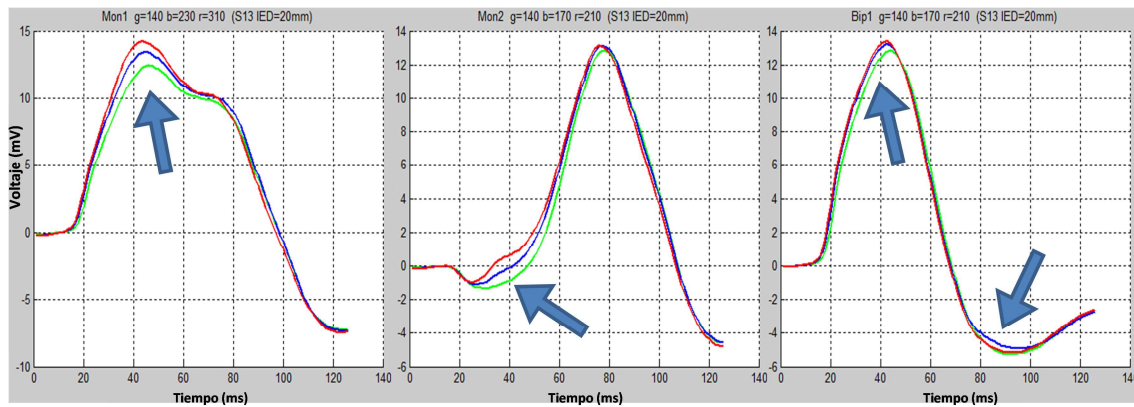


Fig. 37. Modo de observación del diferente comportamiento de M-waves monopolares y bipolares.

### 7.2.1.3 Modo 3: Empleo de derivadas

En este modo lo que principalmente hay que observar es el punto de cruce de las derivadas correspondientes a las señales monopolar 1 y monopolar 2. Como ya se ha explicado, el lugar de este cruce indica el punto máximo de la señal bipolar y su amplitud representa la pendiente que tienen las señales monopolares en ese instante (la misma pendiente lógicamente).

Como se observa, aunque no con facilidad, en la figura 38, este punto de cruce se va adelantando en el tiempo a medida que se aumenta la intensidad. Para la intensidad de 140mA el punto de cruce se encuentra en la muestra número 44 (44'41 exactamente), para la intensidad 170mA en la 43 (43'17) y para la 210mA en la muestra 42 (42'69).

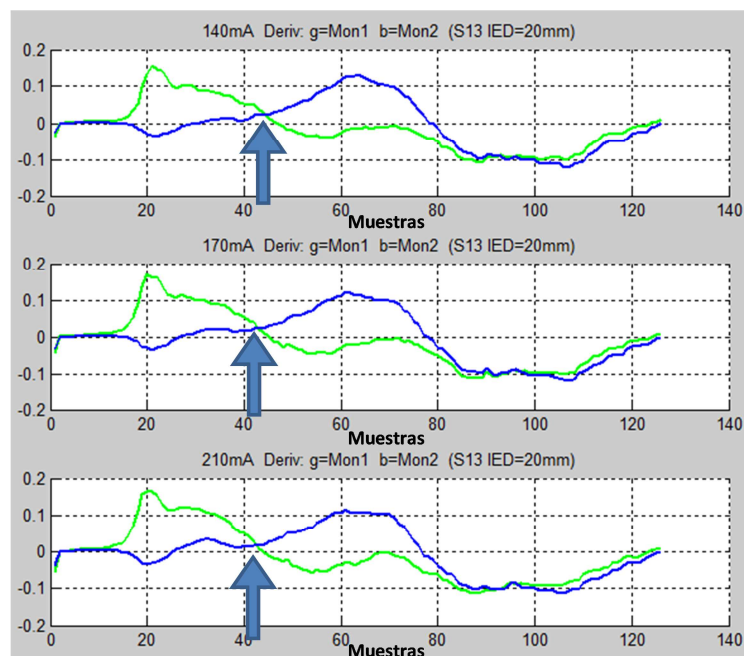


Fig. 38. Modo de observación del diferente comportamiento de M-waves monopolares y bipolares.

### 7.2.2 Situación 2: Mucho solapamiento

Los sujetos en los que se da esta situación son los siguientes: S1, S7, S8, S9, S11, S12, S14 y S15 es decir, 8 de 17 (47'05 %).

Un claro ejemplo de este escenario es el caso del sujeto 7 como podemos observar en la figura 39 (M-waves correspondientes a una intensidad de 190mA.). En este escenario, la fase negativa de monopolar 2 se solapa con el pico negativo de la señal monopolar 1. A diferencia del primer escenario, en este las dos señales monopolares están más próximas entre sí.

Al contrario que en el caso anterior, al haber más solapamiento entre las señales monopolares, la curva bipolar resultante es diferente, no es tan parecida a la señal monopolar 1 en la primera fase como lo era en el otro escenario y su amplitud no sube tanto.

Este efecto se aprecia con facilidad en las curvas de reclutamiento como podemos ver en la figura 39. En este escenario, la curva de reclutamiento de la señal bipolar se encuentra por debajo de las dos curvas monopolares, no como en el escenario anterior que estaba por encima de la monopolar 2 e incluso a veces por encima de la monopolar 1.

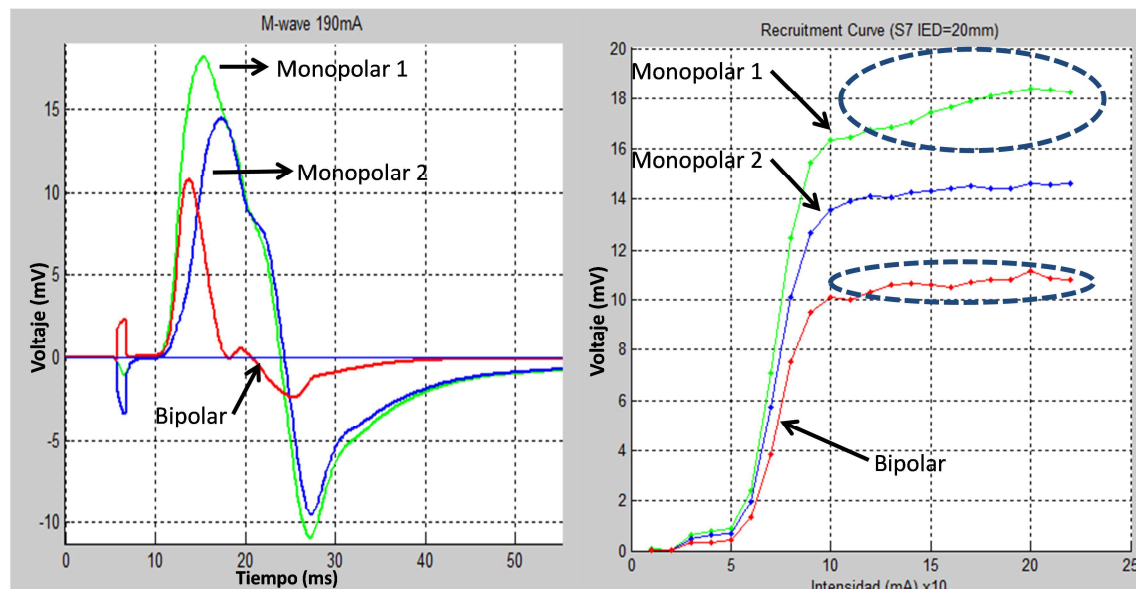


Fig. 39. M-waves S7 (190mA) + C. de reclutamiento S17 (aumento final de Monopolar 1).

Bipolar amplitud menor que monopolares.

Verde: monopolar 1, azul: monopolar 2 y rojo: bipolar.

Al igual que en el escenario anterior, también se puede observar que algunos sujetos presentan una subida final en la curva monopolar 1 que la curva bipolar no presenta y que en la monopolar 2 se aprecia muy ligeramente. Tanto en la figura anterior como en la figura 40 está visible este efecto.

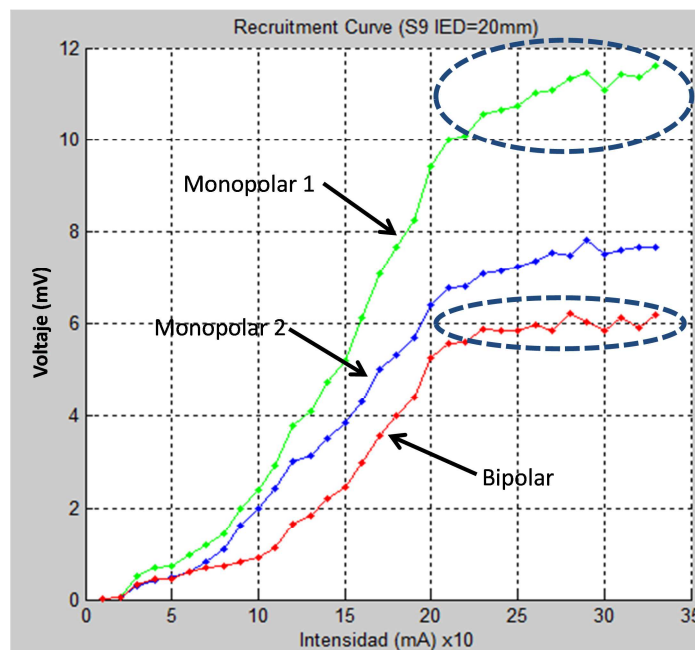


Fig. 40. Curva de reclutamiento. S9. Aumento final de Monopolar 1.

A continuación vamos a proceder a mostrar de las 3 maneras diferentes lo mismo. Como ya se ha dicho esto sirve para estudiar más a fondo lo que ocurre en este segundo escenario. Para ello, al igual que antes, utilizaremos todo el rato el mismo sujeto y las mismas intensidades de estimulación, sujeto 7 a intensidades de 110mA, 130mA y 190mA.

### 7.2.2.1 Modo 1: Diferentes intensidades

Como ya se ha explicado, el primer modo de observación, presente en la figura 41, consiste en coger tres intensidades de estimulación y mostrar las señales obtenidas para analizar los cambios que aparecen.

Mediante este modo, a diferencia del primer escenario, lo que se aprecia es que la contribución de la señal monopolar 2 en la bipolar es mucho mayor en la primera fase de la señal. Se aprecia claramente que las dos señales monopolares están más solapadas y también se aprecia que la amplitud de la bipolar es menor.

El segundo punto a observar, no tan notorio al igual que en el escenario anterior, es observar como los máximos de las señales se van adelantando, aunque muy sutilmente, respecto a intensidades previas debido al aumento de la MFCV.

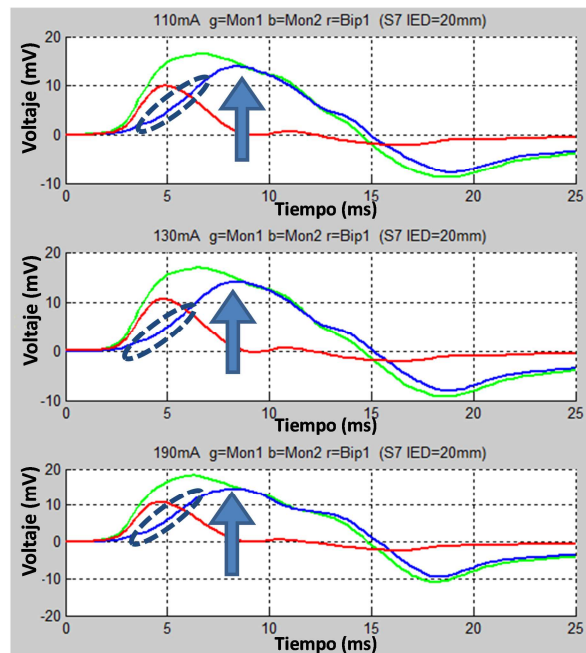


Fig. 41. Modo de observación del diferente comportamiento de M-waves monopolares y bipolares.

### 7.2.2.2 Modo 2: Superposición de M-waves de la misma condición

En este modo de observación volvemos a remarcar que lo que se desea apreciar es el aumento de MFCV a medida que se reclutan unidades motoras más rápidas debidas al aumento de intensidad del estímulo. También se aprecia claramente que las amplitudes de las señales aumentan cuando se aplica mayor intensidad.

Como podemos observar en la figura 42, en este escenario también se aprecia con facilidad el aumento de amplitud al incrementar la intensidad especialmente en las señal monopolares1.

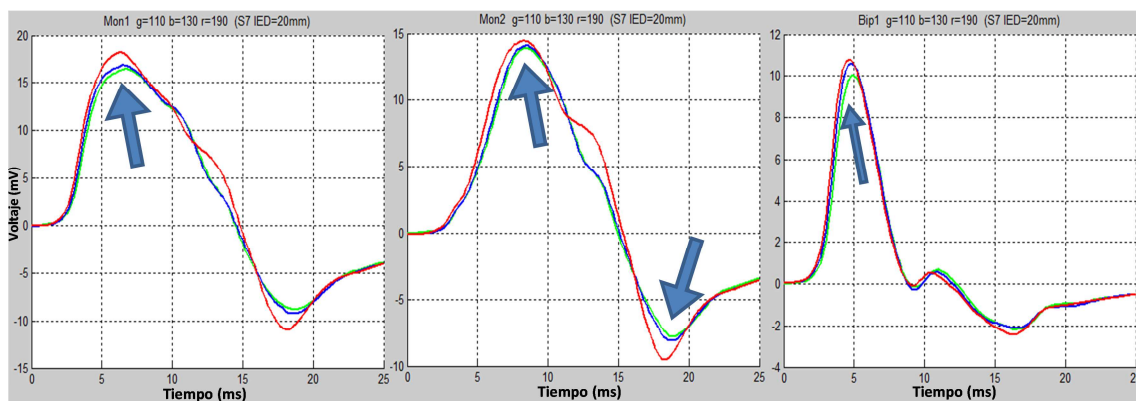


Fig. 42. Modo de observación del diferente comportamiento de M-waves monopolares y bipolares.

### 7.2.2.3 Modo 3: Empleo de derivadas

Como ya se ha dicho, lo importante es que en este modo de observación prestemos atención al punto de cruce de las dos derivadas de las señales monopolares.

Como vemos en la figura 43, el punto de cruce se va adelantando en el tiempo a medida que se aumenta la intensidad. Para la intensidad de 110mA el punto de cruce se encuentra en la muestra número 26 (26'1), para la intensidad 130mA en la 25 (25'55) y para la 190mA en la muestra 24 (24'97).

También es remarcable el hecho que a medida que el punto de cruce se adelanta en el tiempo, también va aumentando su valor, es decir, aumenta la pendiente de las señales monopares en el momento que se da el máximo de la señal bipolar. Para 110mA → 0'1108, para 130mA → 0'1188 y para 190mA → 0'1428

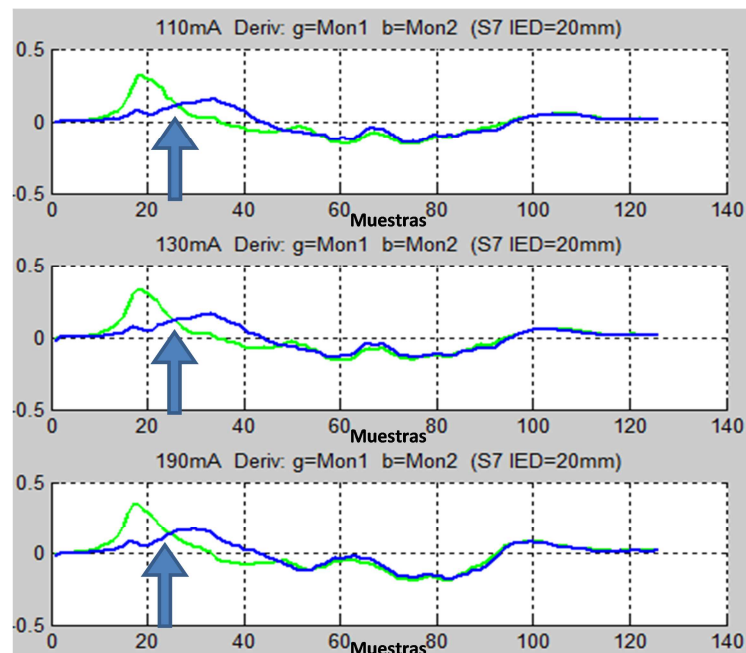


Fig. 43. Modo de observación del diferente comportamiento de M-waves monopares y bipolares.

A continuación se muestra una tabla resumen en la que podemos observar los porcentajes de los resultados obtenidos:

	Aumento final curva monopolar 1 (Observación Nº 2)	Casos con poco solapamiento	Casos con mucho solapamiento	Aumento de MFCV (Observación Nº 3)
<b>Nº de sujetos</b>	9/17	9/17	8/17	11/17
<b>Porcentaje (%)</b>	52'94	52'94	47'05	64'70

Tabla. 2. Porcentajes del aumento final de la curva monopolar 1 (observación Nº2), casos con poco solapamiento, casos con mucho solapamiento y aumento de MFCV (observación Nº3).



### 7.3 Cálculo de MFCV mediante la latencia y la correlación

El cálculo de este parámetro (velocidad de conducción de la fibra muscular) como ya se ha comentado en el apartado 6.1.2 es bastante escurridizo ya que es muy dependiente de la forma de las M-waves y más concretamente del punto máximo de estas. Es por eso que en muchos casos no se han podido obtener resultados muy fiables.

De todas formas sí que ha sido posible obtener alguno fiable mediante el método de la latencia, como es el caso de los sujetos S2, S3, S4, S7, S8, S12, S13, S16, S17 y S19.

Teniendo en cuenta todos los casos en los que los resultados han sido medianamente fiables, la MFCV oscila más o menos entre 2'5 m/s y 5'7 m/s. En la figura 44 podemos observar los tres ejemplos más claros para el método de la latencia. Como se puede apreciar, en las intensidades más altas, se aprecia ese incremento de la MFCV.

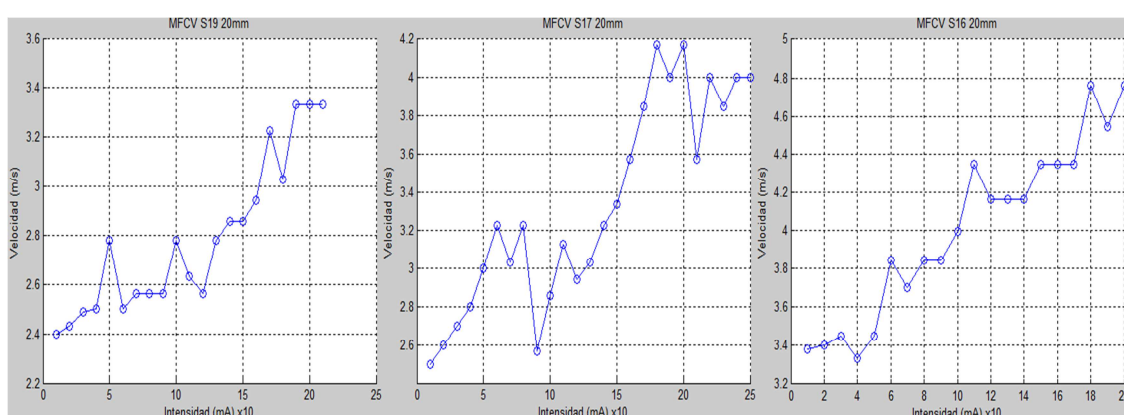


Fig. 44. Cálculo de MFCV mediante la latencia.

En el cálculo de la MFCV mediante la correlación también nos hemos topado con el obstáculo de los ligeros cambios en la forma de las M-waves. En este caso los resultados fiables han sido menos que con el método anterior, en este caso podemos salvar los sujetos S13, S17, S18 y S19. En la siguiente figura podemos observar un ejemplo de ellos.

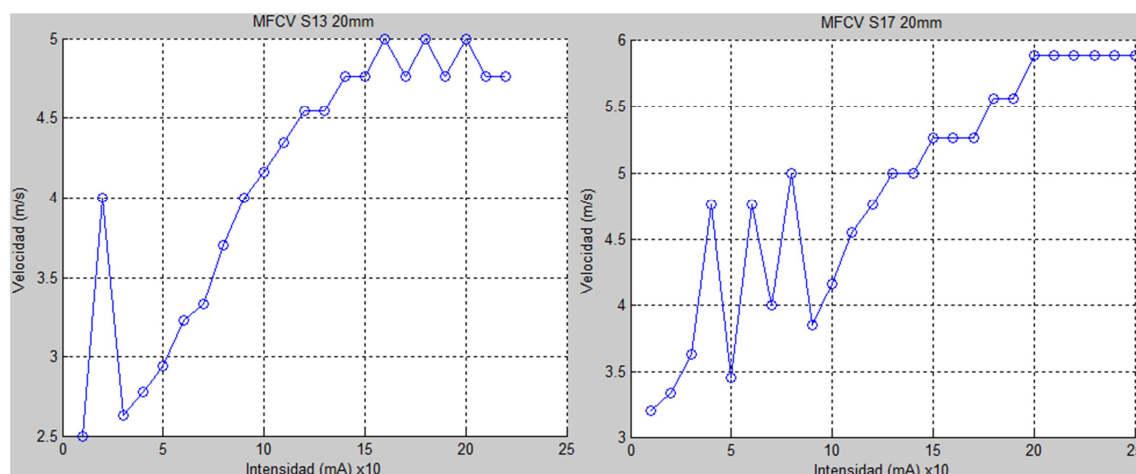


Fig. 45. Cálculo de MFCV mediante la correlación.

## 8 Discusión

El motivo para realizar la comparativa entre las curvas monopolares y bipolares se centra en saber si la información que muestran estas dos configuraciones es la misma o si por el contrario hay información que solo puede ser apreciada en una determinada configuración. Es necesario saber si únicamente analizando estas curvas en configuración bipolar es suficiente y fiable para estimar el reclutamiento final de unidades motoras, o si por el contrario, con las curvas bipolares estamos dejando de observar reclutamiento de unidades motoras. El presente proyecto trata de clarificar esta cuestión y para ello se han construido las curvas de reclutamiento monopolares y bipolares.

En la inmensa mayoría de los casos en la práctica clínica y deportiva, la M-wave es registrada en la clásica configuración bipolar, que como ya sabemos es obtenida realizando la resta de la señal monopolar proximal menos la señal monopolar distal. La configuración monopolar no se suele utilizar en experimentos de fisiología, debido a su sensibilidad a la señal de modo común (Merletti y Hermens, 2004). El principal inconveniente de las señales EMG registradas en configuración monopolar es que pueden estar distorsionados por potenciales distantes, y por eso se suele optar por hacer uso de la configuración bipolar, que además contiene menos ruido y menos cross-talk (Türker, 1993; Ohashi, 1995). Sin embargo, se ha demostrado que la relación señal-ruido de las M-waves monopolares puede ser aceptable si el electrodo a tierra se coloca adecuadamente en una porción de no conducción del cuerpo (Tucker y Türker, 2005), como en nuestro caso en la parte huesuda de la rodilla.

Por lo tanto la principal ventaja de señales monopolares es que contienen toda la información disponible a partir de la señal detectada. Es decir, que la M-wave monopolar es la representación "auténtica" del potencial eléctrico generado por el músculo, nos muestran lo que realmente está sucediendo.

En nuestro proyecto hemos podido observar que si únicamente prestásemos atención a las M-waves bipolares, nos perderíamos el efecto de subida final que se aprecia en las curvas de reclutamiento monopolares proximales, es decir, estaríamos perdiendo información. O dicho de otra forma, centrándonos únicamente en las curvas bipolares, estaríamos obviando sistemáticamente el reclutamiento final de unidades motoras que apreciamos en la fase final de las curvas monopolares proximales. Hoy en día casi todo el mundo usa la configuración bipolar pero ahora ya sabemos que todos ellos están cometiendo un error sistemático ya que es la señal monopolar la que fielmente representa el potencial eléctrico generado por el músculo.

Por otro lado, la segunda limitación que presenta la configuración bipolar tiene que ver con el promedio de tiempo de propagación de la M-wave desde el electrodo al tendón, intervalo de tiempo al que denominamos "Durpp".

Los potenciales extracelulares generados por fibras de longitud finita pueden ser vistos como la superposición de dos señales de diferente naturaleza: una debida a la propagación de la fuente de excitación a lo largo de la fibra (componente de propagación) y la otra debida a la extinción de esta fuente en la unión fibra-tendón (componente no-propagante). En las M-waves monopolares, estos dos fenómenos, es decir, propagación y extinción, dan lugar a la primera fase (negativa) y fase final (positiva), respectivamente. Por lo tanto, en la M-wave monopolar se puede asociar con seguridad la fase negativa con el paso de los potenciales de acción por debajo del electrodo de registro, y la fase final con la extinción de estos potenciales



de acción en el tendón. Así pues, como hemos dicho, en una M-wave monopolar, Durpp refleja el promedio de tiempo de propagación desde el electrodo al tendón.

En el registro bipolar por el contrario, y aquí está la segunda limitación y por lo tanto el segundo error sistemático que se comete, parte de la señal se cancela debido a las interacciones entre los potenciales registrados por los dos electrodos (proximal y distal) (Tucker y Türker, 2005). Esto implica que la duración de la M-wave bipolar se presente algo desfasada de la propagación y de extinción del potencial de acción a lo largo de las fibras, y por lo tanto podemos decir que tiene poca transparencia fisiológica. Como resultado, en la M-wave bipolar, la suposición generalizada de que las fases inicial y final se correspondan con el paso de los potenciales de acción por debajo del electrodo de registro y con la extinción de estos potenciales de acción en el tendón, respectivamente, no es correcto.

Como se ha podido ver en este proyecto el primer y segundo pico de la M-wave bipolar coinciden con el primer y segundo cruce, respectivamente, de las primeras derivadas temporales de las M-wave proximal y distal. Por lo tanto, en las M-wave bipolares, Durpp no se corresponde con el promedio de tiempo de propagación desde el electrodo al tendón. Así pues, el estudio de únicamente M-waves bipolares nos estaría limitando, ya que no estaríamos obteniendo la información auténtica de los potenciales eléctricos generados por el musculo.

## 9 Conclusiones y líneas futuras

### 9.1 Conclusiones

En conclusión, se ha observado que la construcción de curvas de reclutamiento a partir de M-waves registrada en configuración bipolar nos hace cometer un error sistemático ya que se han encontrado multitud de escenarios en los que, al aumentar la intensidad del estímulo, la M-wave bipolar no aumenta de amplitud a pesar de estar produciéndose reclutamiento adicional de unidades motoras.

No siendo esta única la desventaja del uso de las curvas bipolares, hemos podido observar también que las M-waves bipolares no representar fielmente el promedio de tiempo de propagación desde el electrodo al tendón (Durpp) y que por lo tanto, por segunda vez, nos hacen cometer errores sistemáticamente.

Otra de las apreciaciones es que el grado de solapamiento entre las M-waves monopolares, o dicho de otra forma, el modo en el que interactúan las M-waves monopolares para obtener la M-wave bipolar, es determinante para posteriormente interpretar correctamente los resultados obtenidos tales como los efectos de variación de amplitud en las M-waves bipolares (en algunos casos mayores incluso que en las M-waves monopolares).

Por último, es importante concluir remarcando que para todos los sujetos, y en ambos modos de configuración de registro (monopolar y bipolar), el hecho de ir reclutando unidades motoras más rápidas al ir aumentando la intensidad de estimulación hace variar la MFCV, es decir, que en este fenómeno de aumento de MFCV debido al aumento de la intensidad de estimulación, no influyen ni el modo de registro ni el grado de solapamiento entre las M-waves monopolares.

### 9.2 Líneas futuras

Como posibles líneas futuras que surgen de este proyecto destacamos lo siguiente:

- Tiene sentido plantearse el registro de las M-waves (para la obtención de las curvas de reclutamiento) con diferentes distancias inter-electrodo. Esto nos servirá para obtener mayor conocimiento sobre cómo influye la interacción de las señales monopolares en la formación de las señales bipolares.
- Por otro lado para confirmar los resultados actuales, se debería llevar acabo el procedimiento descrito en este proyecto pero en otros músculos, como podría ser el caso del biceps braquial.
- Finalmente, sería de gran interés clarificar si la diferencia de comportamiento entre monopolar y bipolar que ha sido observada en este proyecto, afecta tanto a monopolares proximales como distales.



## REFERENCIAS

1. Gerard Cybulski, ***"Ambulatory Impedance Cardiography: The System and their Applications"***, Springer-Verlag Berlin Heilderberg, Warsaw, Poland, 2011.
2. C. M. Cupido. ***"Potentiation and depression of the M-wave in human biceps brachii"***, Journal of Physiology (1996), 491.2, pp.541-550
3. O.M Sejersted & G. Sjøgaard. ***"Dynamics and consequences of potassium shifts in skeletal muscle and heart during exercise"***, Physiological Reviews, Vol. 80, 2000, p. 1411-81.
4. O. B. Nielsen & T. Clausen. ***"The Na<sup>+</sup>, K<sup>+</sup>-pump protects muscle excitability and contractility during exercise"***, Invited review, Exercise and Sport Sciences Reviews, 28: 159-164, 2000.
5. R Merletti, HJ Hermens. ***"Detection and conditioning of the surface EMG signal. In: Electromyography : physiology, engineering & applications"***, 2004, pp. 107-131. Hoboken, New Jersey: John Wiley & Sons.
6. KS Türker. ***"Electromyography: some methodological problems and issues"***, Phys Ther. 1993 Oct;73(10):698-710. Review.
7. J Ohashi. ***"Difference in changes of surface EMG during low-level static contraction between monopolar and bipolar lead"***, Appl Human Sci. 1995 Mar;14(2):79-88.
8. KJ Tucker, KS Türker. ***"A new method to estimate signal cancellation in the human maximal M-wave"***, J Neurosci Methods. 2005 Nov 30;149(1):31-41. Epub 2005 Jul 15.

## LISTA DE ABREVIACIONES

<b>EMG</b>	Electromiograma
<b>iEMG</b>	Electromiograma de registro intramuscular
<b>sEMG</b>	Electromiograma de registro de Superficie
<b>SNC</b>	Sistema nervioso central
<b>SNP</b>	Sistema nervioso periférico
<b>UM</b>	Unidad Motora
<b>EEG</b>	Electroencefalograma
<b>ECG</b>	Electrocardiograma
<b>MFCV</b>	Velocidad de Conducción de la Fibra Muscular
<b>M-wave</b>	Señal Compuesta del Músculo
<b>IED</b>	Inter-electrode distance – Distancia inter-electrodo
<b>VL</b>	Vasto lateral
<b>VM</b>	Vasto medial

## LISTA DE FIGURAS Y TABLAS

### Lista de figuras

- Figura 1.** Sistema nervioso.
- Figura 2.** Músculo esquelético.
- Figura 3.** Estructura de la fibra muscular.
- Figura 4.** Vasto medial y lateral.
- Figura 5.** Esquema de una unidad motora.
- Figura 6.** Sistema nervioso central.
- Figura 7.** Fibras de UMs de tipo I y tipo II.
- Figura 8.** Esquema de una contracción voluntaria, en el sistema nervioso.
- Figura 9.** Contracción evocada.
- Figura 10.** Modelo de generación de señales mioeléctricas voluntarias.
- Figura 11.** Modelo de generación de señales evocadas.
- Figura 12.** Dibujo 3D de la silla empleada sin las modificaciones y con las modificaciones.
- Figura 13.** Unidad de captación MP36 de BIOPAC System.
- Figura 14.** a) Cable SS2L. b) Electrodo empleados en captación.
- Figura 15.** Estimulador Digitimer modelo DS7AH.
- Figura 16.** Electrodo de estimulación.
- Figura 17.** Software de análisis de señales biomédicas. 3 señales EMG y señal de intensidad de fuerza.
- Figura 18.** Configuración de electrodos de estimulación: a) Cátodo y b) Ánodo.
- Figura 19.** (a) Representación esquemática de una configuración de registro de 2 canales monopares adaptados a una configuración bipolar. (b) Configuración de los electrodos con distancia inter-electrodo de 20 mm.
- Figura 20.** Obtención teórica de las M-waves monopares y bipares.
- Figura 21.** M-waves superpuestas. Verde monopolar 1 (proximal), azul monopolar 2 (distal) y roja bipolar. Eje horizontal, tiempo en milisegundos.
- Figura 22.** (a) Secuencia de pulsos. (b) M-wave obtenidas. (c) Curva de reclutamiento.
- Figura 23.** C. de reclutamiento S13. Eje horizontal, intensidad aplicada en cada impulso evocado.
- Figura 24.** M-waves superpuestas. Verde monopolar 1, azul monopolar 2 y roja bipolar. Eje horizontal, tiempo en milisegundos.
- Figura 25.** Izquierda, señales monopares con las que se calcula la correlación. Derecha, correlación obtenida. Eje horizontal en muestras.
- Figura 26.** (Arriba) M-waves. (Abajo) derivadas y punto de cruce.
- Figura 27.** M-waves S3 (170mA) y curva de reclutamiento.
- Figura 28.** Curva de reclutamiento S9, efecto de subida en M-wave monopolar 1 (verde).
- Figura 29.** Efecto del aumento de MFCV S13, monopolar 1, monopolar 2 y bipolar.
- Figura 30.** Efecto del aumento de MFCV S9, monopolar 1, monopolar 2 y bipolar.
- Figura 31.** M-waves de sujetos S6 y S10 (170mA), descartados por adelantamiento de Mon 2.
- Figura 32.** M-waves S13 (210mA) + Curva de reclutamiento S13. Verde: monopolar 1, azul: monopolar 2 y rojo: bipolar.

**Figura 33.** M-waves S18 (130mA) + Curva de reclutamiento S18. Verde: monopolar 1, azul: monopolar 2 y rojo: bipolar.

**Figura 34.** (arriba) M-waves S13 (210mA) + C. de recluta. S13. Monopolar 1 por encima. (abajo) M-waves S19 (200mA) + C. de recluta. S19. Bipolar por encima.

**Figura 35.** Curva de reclutamiento S2, se aprecia la subida de monopolar 1 al final.

**Figura 36.** Modo de observación del diferente comportamiento de M-waves monopolares y bipolares.

**Figura 37.** Modo de observación del diferente comportamiento de M-waves monopolares y bipolares.

**Figura 38.** Modo de observación del diferente comportamiento de M-waves monopolares y bipolares.

**Figura 39.** M-waves S7 (190mA) + C. de reclutamiento S17 (aumento final de Monopolar 1). Bipolar amplitud menor que monopolares. Verde: monopolar 1, azul: monopolar 2 y rojo: bipolar.

**Figura 40.** Curva de reclutamiento. S9. Aumento final de Monopolar 1.

**Figura 41.** Modo de observación del diferente comportamiento de M-waves monopolares y bipolares.

**Figura 42.** Modo de observación del diferente comportamiento de M-waves monopolares y bipolares.

**Figura 43.** Modo de observación del diferente comportamiento de M-waves monopolares y bipolares.

**Figura 44.** Cálculo de MFCV mediante la latencia .

**Figura 45.** Cálculo de MFCV mediante la correlación.

## Lista de tablas

**Tabla 1.** Edad peso y altura de los sujetos a analizar. La colaboración fue voluntaria y el total de sujetos estaba formado por hombres con edad (media  $\pm$  SD)  $25 \pm 3$  años, peso  $76 \pm 6$  Kg y altura  $178 \pm 4$  cm. \* Sujeto invalido.

**Tabla. 2.** Porcentajes del aumento final de la curva monopolar 1 (observación N°2), casos con poco solapamiento, casos con mucho solapamiento y aumento de MFCV (observación N°3).